

**AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND  
KIEFERHEILKUNDE**

(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. dent. H. Korbmacher-Steiner)

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Abteilung für Zahnerhaltungskunde  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Roland Frankenberger

**Einfluss von Präparationsform und Schichtdicke  
auf Bruchfestigkeit und Randverhalten von Keramikveneers**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin in  
dem Fachbereich Medizin der  
Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt  
von

Sabine Fischer  
aus  
Berlin

Marburg, 2017

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität  
Marburg am: 19.11.2018  
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer  
Referent: Herr Prof. Dr. R. Frankenberger  
1. Korreferent: Herr Prof. Dr. U. Lotzmann

Meinen Eltern gewidmet.

## **Zusammenfassung:**

### **Hintergrund und Ziele**

Perfektion in Ästhetik und Funktion der Zähne nimmt in der Gesellschaft einen immer höheren Stellenwert ein. Die Erfahrung hat gezeigt, dass es nicht einfach ist, verlorene Zahnhartsubstanz mit all ihren Eigenschaften zu ersetzen. Dahingehend sind Veneers seit vielen Jahren als klinisch und wissenschaftlich anerkannte Restaurationsform bewährt. Veneers wurden erst rein schmelzgetragen befestigt, so war es in den letzten Jahren durch die Weiterentwicklung der Adhäsivsysteme möglich, sie partiell oder vollständig im Dentin zu verankern. Die ideale Adhäsion von Komposit an Schmelz kann die Dentinadhäsion bisher nicht erreichen. Somit ist es durchaus für den Kliniker eine relevante Fragestellung, ob es vorteilhaft ist, möglichst viel Zahnschmelz zu erhalten, auch wenn dies auf Kosten der Materialstärke, der Ästhetik und der späteren Zahnform geht. Es stellt sich die Frage, ob stattdessen auf eine funktionierende Dentinadhäsion vertraut werden sollte und die aufgezählten Kriterien besser erfüllbar sind. Des Weiteren ist der Umgang mit präexistenten Kompositfüllungen relevant und somit die Frage zu klären, inwieweit sie ein Ergebnis beeinflussen können. Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von fünf verschiedenen Präparationsformen für Veneers mit zwei verschiedenen Schichtstärken der Keramikmasse IPS InLine auf die marginale Adaptation und das Frakturverhalten nach thermomechanischer Belastung zu bestimmen.

### **Material und Methoden**

80 menschliche mittlere Inzisivi wurden randomisiert verteilt auf 10 Gruppen (n=8) mit fünf verschiedenen Präparationsformen: non-prep (NP), minimal-invasiv (MI) = ausschließlich im Schmelz, semi-invasiv (SI) = 50% im Dentin, invasiv (I) = 100% im Dentin, und semi-invasiv einschließend zweier Klasse-III-Kompositfüllungen (SI-C). Die Veneers wurden in zwei Keramik-Schichtdicken hergestellt: L1 = 0,2 mm bis 0,5 mm; L2 = 0,5 mm bis 1,2 mm. Nach der adhäsiven Befestigung (OptiBond FL, Variolink Veneer) mit Lichthärtung und Ausarbeitung wurden die Proben für 21 Tage bei 37°C in Wasser gelagert, einer Temperaturwechselbadbelastung (TWB) mit 2.000 Zyklen zwischen +5° und +55°C und einer mechanischen Belastung an der Inzisalkante der Veneers im 45°-Winkel für 2 Millionen Zyklen bei 50 N und anschließend für 1 Million Zyklen bei 100 N ausgesetzt.

Abformungen mit Provil novo und Honigum Light wurden nach TWB und nach jeweils 250.000 Belastungszyklen genommen, um das Randverhalten im Rasterelektronenmikroskop (REM) bei



200facher Vergrößerung nach definierten Kriterien quantitativ zu beurteilen. Nach Ablauf von jeweils 250.000 mechanischen Belastungen wurden die Veneers auf Craquellierungen, Chippings, Teil- und Totalfrakturen untersucht.

### **Ergebnisse**

Die Randanalyse nach 3 Mio. mechanischen Belastungen ergab mit Medianwerten zwischen 95% und 82% der Randqualität "kontinuierlicher Rand" keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen allen Gruppen, weder am Übergang Keramik / Befestigungskomposit noch am Übergang zur Zahnhartsubstanz ( $p > 0.05$ ). Die visuelle Inspektion der Veneers fand 22 Craquellierungen, 11 Chippings, 4 partielle und 4 totale Frakturen an 38 der 80 Veneers. Ein statistisches Ranking (Mann-Whitney-Tests,  $p < 0.05$ ) bzgl. Frakturgefährdung ergab: IL1=SIL1=MIL1=IL2=CL1=CL2, MIL2=NPL1=NPL2=SIL2, IL2=CL1=CL2=MIL2=NPL1=NPL2=SIL2.

### **Schlussfolgerung**

Sogar nach 3 Millionen mechanischen Belastungszyklen mit davon einer Million Zyklen mit 100 N zeigten alle Gruppen sehr hohe Überlebensraten. Dennoch, das Frakturrisiko ist statistisch signifikant höher bei dünnen Veneers mit Präparationen vollständig oder partiell im Dentin im Vergleich zu Veneers, die vollständig im Schmelz haften oder zu dicken Veneers, deren Präparation partiell im Dentin lagen. Präexistente Kompositrestaurationen hatten keinen statistisch signifikanten Einfluss, weder auf das Randverhalten noch auf die Frakturgefährdung.

**Schlagwörter:** Keramikveneers, Befestigungszement, Frakturmuster, marginale Integrität, Etch-and-Rinse-Technik, Frakturen

## **Abstract**

### **Objective and purpose**

Perfection in aesthetics and function of teeth is becoming increasingly important in society. Experience has shown that it is not easy to replace lost tooth structure with all its characteristics. Therefore adhesively luted labial ceramic laminate veneers are a clinically well-suited kind of restoration. For a long time veneers have only been bonded to enamel. It has only been possible since some years to also adhere veneers partially or completely to dentin. The adhesion of composite to enamel is much more effective than adhesion to dentin so far. Thus, it is quite a question for the clinician to determine whether it is advantageous to obtain as much enamel as possible at the cost of material thickness, aesthetic appearance and final tooth shape. It is questionable whether to trust in dentine adhesion instead and to better fulfill the listed criteria. Furthermore, dealing with pre-existing composite fillings is relevant and thus the question how far they can influence results.

The purpose of the present study was to investigate the influence of five different preparation designs and two different ceramic thicknesses on margin quality and fracture resistance of ceramic laminate veneers after thermomechanical loading in vitro.

### **Materials and methods**

80 human central incisors were randomly assigned to 10 groups (n=8) with five different preparation designs: non-prep (NP), minimally invasive (MI) = enamel-bonded only, semi-invasive (SI) = 50% in dentin, invasive (I) = 100% in dentin, and semi-invasive with two additional Class III composite resin restorations (SI-C). IPS InLine veneers were fabricated in two thicknesses (L1 = 0.2-0.5 mm; L2 = 0.5-1.2 mm). After adhesive luting (OptiBond FL, Variolink Veneer) with light curing and polishing, specimens were stored in aqua dest at 37°C for 21 days, subjected to thermocycling (2,000 cycles between +5° and +55°C), and mechanically loaded at the incisal edge at an angle of 45° for 2,000,000 cycles at 50 N and further 1,000,000 cycles at 100 N. Impressions were taken initially, after thermocycling, and after every 250,000 mechanical cycles in order to evaluate cracks and margin quality under a SEM. Fractography was performed according to cracks, chippings, partial, and catastrophic fractures.

## Results

Margin quality after 3 Mio. cycles revealed medians for the criterium „continuous margin“ of 82-95% without significant differences among groups, neither at the ceramic/composite, nor at the tooth/composite interface ( $p>0.05$ ). Visual inspection of veneers exhibited 22 cracks, 11 chippings, 4 partial and 4 catastrophic fractures in 38 of 80 veneers. The statistical ranking regarding fracture risk ( $p<0.05$ ) was:

IL1=SIL1=MIL1=IL2=CL1=CL2 ,MIL2=NPL1=NPL2=SIL2 ,IL2=CL1=CL2=MIL2=NPL1=NPL2 =SIL2.

## Conclusions

Even after 3 Mio. cycles with up to 100 N, all groups showed high survival rates. However, the risk of fracture increases with thin veneers and preparations with medium to high dentin portions when compared to thicker veneers with preparations in enamel or partially in dentin ( $p<0.05$ ). Preexisting resin composite restorations did not show any significant influence on margin quality and risk of fracture ( $p>0.05$ ).

## Key words:

Ceramic veneers, resin composites, crack formation, marginal integrity, etch and rinse, fractures

## 1. Inhaltsverzeichnis

<b>ZUSAMMENFASSUNG:</b>	<b>3</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>5</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b>	<b>10</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS</b>	<b>11</b>
<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b>	<b>12</b>
<b>EINLEITUNG</b>	<b>13</b>
<b>2 LITERATURÜBERSICHT</b>	<b>14</b>
<b>2.1 VENEERS</b>	<b>14</b>
2.1.1 ALLGEMEINES	14
2.1.2 GESCHICHTE	14
2.1.3 PRÄPARATION	15
2.1.3.1 Grundlegende Richtlinien	15
2.1.3.2 Präparationstiefe	15
2.1.3.3 Inzisale und palatinale Gestaltung	15
2.1.3.4 Labiale Gestaltung	16
2.1.3.5 Approximale Gestaltung	17
2.1.3.6 Approximale Komposit-Füllungen	18
2.1.4 VENEERFORMEN	18
2.1.4.1 Konventionelle Veneers	18
2.1.4.2 Non-Prep-Veneers	19
<b>2.2 KOMPOSITMATERIALIEN</b>	<b>19</b>
2.2.1 EINLEITUNG	19
2.2.2 ZUSAMMENSETZUNG	20
2.2.3 BEFESTIGUNGSKOMPOSITE	21
<b>2.3 ADHÄSIVTECHNIK</b>	<b>23</b>
2.3.1 GRUNDLAGEN DER ADHÄSION	23
2.3.2 ETCH & RINSE-TECHNIK	24
2.3.3 VERBUND ZWISCHEN BEFESTIGUNGSKOMPOSIT UND KERAMIK	25
<b>2.4 ERFOLGSFAKTOREN</b>	<b>25</b>
<b>3. PROBLEMSTELLUNG</b>	<b>26</b>
<b>4 MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>27</b>
<b>4.1 UNTERSUCHUNGSMATERIAL</b>	<b>28</b>
4.1.1 ZAHNKRITERIEN	28
4.1.2 VERMESSUNG DER ZÄHNE	28
4.1.3 FOTOS DER ZÄHNE	28
4.1.4 GRUPPENEINTEILUNG	29
<b>4.2 PRÄPARATION DER KLASSE-III-KAVITÄTEN</b>	<b>30</b>
<b>4.3 LEGEN DER KLASSE-III-KOMPOSITFÜLLUNG</b>	<b>31</b>

<b>4.4 VENEERPRÄPARATION</b>	<b>31</b>
4.4.1 PRÄPARATIONSDESIGN	31
4.4.2 PRÄPARATIONSTIEFE	33
4.4.3 ABLAUF DER PRÄPARATION UND ABFORMUNG	34
<b>4.5 LAGERUNG</b>	<b>34</b>
<b>4.6 VENEERHERSTELLUNG</b>	<b>34</b>
<b>4.7 ADHÄSIVE BEFESTIGUNG DER VENEERS</b>	<b>35</b>
4.7.1 VORBEHANDLUNG DES VENEERS	35
4.7.2 VORBEHANDLUNG DES ZAHNSTUMPFES	35
4.7.3 EINSETZEN DER KERAMIKRESTAURATION	36
<b>4.8 AUSARBEITUNG UND POLITUR</b>	<b>37</b>
<b>4.9 REPLIKA I.</b>	<b>37</b>
4.9.1. ABLAUF DER REPLIKA-HERSTELLUNG	38
4.9.2 ABFORMUNG FÜR SCAN (MU)	38
<b>4.10 WASSERLAGERUNG</b>	<b>39</b>
<b>4.11 REPLIKA II.</b>	<b>39</b>
<b>4.12 TEMPERATURWECHSELBADBELASTUNG</b>	<b>39</b>
<b>4.13 REPLIKA III. NACH TWB</b>	<b>39</b>
<b>4.14 BELASTUNG IM KAUSIMULATOR ÜBER 3 MILLIONEN ZYKLEN</b>	<b>39</b>
4.14.1 HERSTELLUNG DER HALTERUNG FÜR DEN KAUSIMULATOR <sup>34</sup>	39
4.14.2 VORBEREITUNG DER PROBEN FÜR DEN KAUSIMULATOR <sup>34</sup>	40
4.14.3 EINBRINGEN DER PROBEN UND STARTEN DES KAUSIMULATORS	42
4.14.4 REPLIKA IV. – XV.	43
4.14.5 ANALYSE DER VENEERFLÄCHEN AUF CRAQUELLIERUNG / CHIPPING	43
<b>5. ERGEBNISSE</b>	<b>47</b>
<b>5.1 RANDANALYSE GRUPPE 1-10</b>	<b>50</b>
<b>5.2 CRAQUELLIERUNG, CHIPPING, FRAKTUREN</b>	<b>50</b>
<b>6 DISKUSSION</b>	<b>55</b>
<b>6.1 DISKUSSION VON MATERIAL UND METHODE</b>	<b>55</b>
6.1.1 AUSWAHL DER MATERIALIEN	55
6.1.1.1 Zahnauswahl	55
6.1.1.2 Befestigungskomposite	55
6.1.1.2.1 Polymerisation	56
6.1.1.3 Keramische Restaurationsmaterialien	56
6.1.2 AUSWAHL DER METHODIK	56
6.1.2.1 Veneerpräparation	56
6.1.2.2 Befestigung	58
6.1.2.3 Ausarbeitung und Politur	58
6.1.2.4 Wasserlagerung	58
6.1.2.5 Thermische Wechselbadbelastung	59
6.1.2.6 Kausimulator	59
6.1.2.7 Analyse der Randflächen im Rasterelektronenmikroskop	59
6.1.2.8 Statistische Auswertung	60
<b>6.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE</b>	<b>61</b>
<b>7 SCHLUSSFOLGERUNGEN</b>	<b>64</b>
<b>8 LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>65</b>
<b>9 MATERIALLISTE</b>	<b>76</b>
<b>10. VERZEICHNIS AKADEMISCHER LEHRER</b>	<b>79</b>



---

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Verschiedene Formen der inzisalen Gestaltung.....	16
Abbildung 2: Übersicht Versuchsaufbau .....	27
Abbildung 3: Fotos der Zähne .....	28
Abbildung 4: Präparation der Klasse-III-Kavität .....	30
Abbildung 5: Schematische Darstellung einer klassischen Veneerpräparation (Quelle: Dr. Hajto, München) .....	32
Abbildung 6: Darstellung der fünf verschiedenen Präparationsformen an einem oberen mittleren Schneidezahn. ....	33
Abbildung 7: Ablauf Veneerherstellung im Labor (Quelle: ZTM Stefan Frei).....	34
Abbildung 8: Ablauf Einsetzen der Keramikrestauration.....	36
Abbildung 9: Ausgießen der Replikas und bestücken mit Objektträger für das REM.....	38
Abbildung 10: Metallkonus, passgenaue Technovit-Schale und verankerter Schneidezahn. ....	39
Abbildung 11: Einrichtung zur identischen Positionierung .....	41
Abbildung 12: Plane Flächen der Inzisalkante .....	41
Abbildung 13: Einbringen der Proben in den Kausimulator.....	42
Abbildung 14: Beispiel Ansicht Craquellierung.....	43
Abbildung 15: REM-Aufnahme nach 3 Mio. Zyklen der Randqualitäten 1 und 2 bei Originalvergrößerung: 200fach.....	45
Abbildung 16: REM-Aufnahme nach 3 Mio. Zyklen Keramik-Komposite der Randqualitäten 1 und 2 bei Originalvergrößerung: 200fach.....	45
Abbildung 17: REM-Aufnahme nach 3 Mio. Zyklen der Randqualitäten 3 bei Originalvergrößerung: 200fach.....	46
Abbildung 18: REM-Aufnahme nach 3 Mio Zyklen der Randqualitäten 4, 2 und 3 bei Originalvergrößerung: 200fach.....	46
Abbildung 19: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Randanalyse im REM bei 200-facher Vergrößerung als Boxplots für die Randqualität „kontinuierlicher Rand“ in Prozent der Gesamtrandlänge der Veneers. ....	49
Abbildung 20: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Randanalyse im REM bei 200-facher Vergrößerung nach 2 Millionen zyklischen Belastungen von 50 N und als Boxplots für die Randqualität „Randspalten“ (Summe der Randqualitäten RQ3 + RQ4 in Tab. 1) in Prozent der Gesamtlänge der Veneers. ....	49
Abbildung 21: Darstellung der fünf verschiedenen Präparationsformen an einem oberen mittleren Schneidezahn.....	53
Abbildung 22: Darstellung der beiden unterschiedlichen Keramikschichtstärken der im zahntechnischen Labor hergestellten Veneers .....	54

---

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gruppenübersicht: Einteilung nach Schichtstärke der Keramik und Präparationstiefe .....	29
Tabelle 2: Kriterien für die Beurteilung der Randqualitäten im REM bei 200-facher Vergrößerung.....	44
Tabelle 3: Ergebnisse der Randanalyse im REM für die Randqualitäten RQ1 "kontinuierlicher Rand" und "Randspalten" (RQ3 + RQ4) in Prozent der Gesamtrandlänge als Mittel-, Medianwert und Standardabweichung nach 2.000 TMW, 2 Mio. x 50 N und 1 Moi. X 100 N (Rand : 1 = Keramik, 2 = Zahnhartsubstanz ,St-Dev = Standardabweichung). ....	47
Tabelle 4: Verteilung der Veränderungen in und an der Keramik (Craquellierung, Chipping, partielle / totale Frakturen).....	51
Tabelle 5: Zusammenstellung der verschiedenen Faktoren für die statistische Auswertung der Veränderungen in und an der Keramik (Craquellierung, Chipping, partielle und totale Frakturen). ....	52
Tabelle 6: Ergebnisse der Umrechnung der Ereignisse mit den Faktoren der Tabelle 3 für die statistische Auswertung der Veränderungen in und an der Keramik (Craquellierung, Chipping, partielle und totale Frakturen).....	52



---

## **Abkürzungsverzeichnis**

%	Prozent
°	Grad
°C	Grad Celsius
Bis-GMA	Bisphenol-Glycidylmethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
D <sub>3</sub> MA	Decandiol-1,10-Dimethacrylat
TEGDMA	Triethylenglykoldimethacrylat
ca.	circa
USI	Ultraschall Insertionstechnik
s	Sekunde
mm	Millimeter
h	Stunde
MU	München
KS	Kausimulator
N	Newton
Mio	Million
Hz	Hertz
REM	Rasterelektronenmikroskop
TWB	Temperaturwechselbadbelastung
et al.	und andere

## Einleitung

Veneers, adhäsiv befestigte labiale Verblendschalen, sind seit vielen Jahren als klinisch bewährte Restaurationsform etabliert [81-83, 125, 159, 166, 190, 213]. Wurden Veneers ursprünglich rein schmelzgetragen mittels Etch-and-Rinse-Technik befestigt, ist es heute aufgrund der Weiterentwicklung im Bereich der Adhäsivsysteme möglich, diese Keramikschalen partiell oder vollständig im Dentin zu verankern [113, 159, 206]. Aufgrund der bewährten Adhäsion von Komposit an Schmelz sollte das Ziel sein, soviel Schmelz wie möglich bei der Veneerpräparation zu erhalten [113, 206]. Des Weiteren dient der Schmelz als stabilisierendes Element des natürlichen Zahnes. Dementsprechend führt ein vollständiger Abtrag der Schmelzschicht zu einem Stabilitätsverlust [36]. Diese Reduktion der Starrheit in Kombination mit der steifen Keramik ist unvorteilhaft und führt zu Spannung an der Schnittstelle Keramik-Komposit bzw. Komposit-Zahn und dahingehend zu Frakturen oder Delaminationen [36, 46, 132, 194]. In der Literatur finden sich unterschiedliche jährliche Frakturnraten für Frontzahnveneers, die von 0% bis ca. 5% reichen [38, 58, 81-83, 109, 125, 158, 159, 166, 190, 194, 213]. Häufig werden bei klinischen Studien keine genauen Angaben zu Präparationsform oder Ausdehnung der Präparation ins Dentin gemacht. Demnach ist es nicht möglich, einen Zusammenhang zwischen dem Restschmelzanteil und dem klinischen Erfolg abzuleiten, zumal eine Vielzahl weiterer Faktoren, wie unter anderem Materialwahl, Befestigungsart, Polymerisationsart, klinisches Protokoll und patientenindividuelle Faktoren für die Unterschiede verantwortlich sein können [2, 25, 27, 33, 38, 105, 132, 152, 158, 184]. Für Kliniker ist es jedoch eine relevante Fragestellung, ob es vorzuziehen ist, möglichst viel Zahnschmelz zu erhalten, wenn dies auf Kosten der Materialstärke, der Ästhetik und der späteren Zahnform erfolgt. Es ist fraglich, ob stattdessen auf eine funktionierende Dentinadhäsion vertraut werden sollte und die aufgeführten Kriterien besser erfüllbar sind. Eine weitere klinische Frage ist, inwieweit präexistente Kompositrestorationen ein Ergebnis beeinflussen können [33, 62]. Die vorliegende Studie soll auf folgende Fragen Hinweise liefern: Inwieweit haben die Invasivität der Präparation, der Dentinanteil der Klebefläche, die Dicke des Veneers und präexistente Kompositrestorationen einen Einfluss auf die marginale Qualität und das Frakturverhalten von Keramikveneers.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Veneers

#### 2.1.1 Allgemeines

Das Streben nach Perfektion in Ästhetik und Funktion der Zähne gewinnt einen immer höheren Stellenwert in der Gesellschaft. Dass es nicht einfach ist, verlorene Zahnhartsubstanz mit ihren biologischen, funktionellen und mechanischen Eigenschaften zu ersetzen, hat die Erfahrung gelehrt. Daraus ergibt sich das Potential adhäsiv befestigter Keramikrestorationen aus biologischen, funktionellen und mechanischen Faktoren, die wissenschaftlich bewiesen und klinisch relevant sind [138].

#### 2.1.2 Geschichte

Lange Zeit konnten grundlegende Veränderungen der Frontzahnästhetik nur mittels Überkronung der Zähne und großer Zahnschubstanzverluste erzielt werden. Bereits 1938 wurde von PINCUS eine Technik beschrieben, mit der es möglich war, dünne Keramikschalen auf Frontzähnen mittels Prothesenhaftpulver zu befestigen, um das Erscheinungsbild von Schauspielern/innen zu verbessern [163]. Die Haltbarkeit dieser Schalen, „Hollywood Veneers“, war sehr begrenzt. 1955 beschrieb dann BUONOCORE eine Schmelzätzung mit verdünnter Phosphorsäure um die Retention des selbsthärtenden Acrylharzes zu verbessern [20]. Allerdings verursachte das Acrylharz Ver- und Entfärbungen [15, 154]. Mit dem vermehrten Gebrauch und der Verbesserung der Komposite und der Säure-Ätz-Technik verbesserte sich auch die ästhetische Versorgung von Frontzähnen. 1983 beschrieben HORN, sowie SIMONSEN und CALAMIA zum ersten Mal die Möglichkeit der Porzellanätzung der Veneers mit gepufferter Flusssäure [23, 99]. Im selben Jahr fand auch das Prinzip der Porzellan-Silanisierung durch ROCHETTE das erste Mal Erwähnung [167]. Somit waren alle grundlegenden Voraussetzungen für einen dauerhaften Verbund zwischen Schmelz und Keramik gegeben.

### 2.1.3 Präparation

#### 2.1.3.1 Grundlegende Richtlinien

Zu Beginn der Verwendung von Keramikveneers galt die Empfehlung, die Zähne nicht zu präparieren [31, 99]. Dies führte jedoch zu einem wenig ästhetisch zufriedenstellenden Ergebnis, da es zum einen zu einer Verdickung der Zähne und zum anderen zu einer Überkonturierung im gingivalen und approximalen Bereich kam. So sind sich die Autoren heute weitestgehend einig, dass eine substanzschonende Präparation für einen Langzeiterfolg unumgänglich ist [92, 153, 168]. Das Ziel der Präparation soll es sein, eine möglichst gleichmäßige Keramikschichtdicke bezogen auf die angestrebte Endposition zu erreichen [61]. Es gilt grundsätzlich, die labialen und approximalen Flächen der Zähne dreidimensional zu verkleinern und dabei die Kronenform und die Randleiste vereinfacht beizubehalten.

#### 2.1.3.2 Präparationstiefe

Nach früheren Angaben und Studien wurde für die klassische Veneerpräparation eine deutliche Reduktion im Schmelz bis hin zu einer Dentinfreilegung von 50% beschrieben [13, 24, 56, 98, 197]. Da Veneers die dünnsten keramischen Restaurationsformen darstellen, ist der Spielraum ihrer Schichtdicke stark begrenzt. Er liegt zwischen 0,3 und 1,0 mm. Abgesehen von größeren Stellungsänderungen kommt der Substanzabtrag bei einer Schichtdicke von über 1,0 mm dem einer Krone nahe und ist mit einer fast vollständigen Dentinfreilegung verbunden. Viele Autoren waren schon immer der Überzeugung, dass der Zahnschmelz soweit wie nur möglich erhalten bleiben sollte [28, 77, 79].

#### 2.1.3.3 Inzisale und palatinale Gestaltung

Es herrscht keine Einigkeit in der Literatur, ob es hinsichtlich der Stabilität günstiger ist, die Inzisalkante einzukürzen [25, 75, 88, 97, 108, 170]. Folgende Gründe sprechen gegen eine rein labiale Präparation:

- die Klebefuge verläuft in der Mitte der Inzisalkante
- nicht unterstützte palatinale freistehende Schmelzprismen sind sehr frakturgefährdet
- erschwerte Umsetzung bei der Erzielung einer natürlichen Transluzenz in der Schneidekante
- erschwerte Positionierung bei der Befestigung[61].

Grundsätzlich gibt es verschiedene Möglichkeiten für die Inzisalkantengestaltung (Abb. 1):

1. ohne Kürzung:  
„window prep“ – endet labial auf dem inzisalen Rand oder  
„feathered edge“ – endet auf der Inzisalkante
2. horizontale oder nach palatinal leicht abfallende inzisale Kürzung:  
„incisal bevel“ oder „butt joint“
3. nach palatinal abfallende inzisale Kürzung mit palatinaler leichter Kehle:  
„palatal overlap“
4. palatinale Stufe unterschiedlich ausgedehnt [61].

In Hinsicht auf die palatinale Gestaltung in Form einer in zervikaler Richtung ausgedehnten Umfassung oder Stufe zeigen In-vitro- und klinische Studien unterschiedliche Erfolgsraten [10, 84, 137, 195]. Daraus lässt sich schließen, dass die Frakturrate nicht allein von der Präparationsform abhängt.

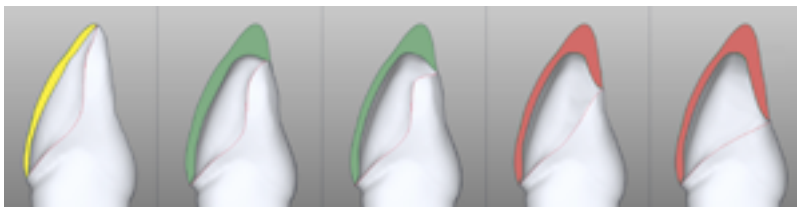


Abbildung 1 Verschiedene Formen der inzisalen Gestaltung

#### 2.1.3.4 Labiale Gestaltung

In früheren Berichten wurden für die damals neue Veneertechnik zum einen der minimale Abtrag und zum anderen der konservative Abtrag bis maximal zur Hälfte der Schmelzdicke beschrieben (6,14-16,30). Im Zuge der Indikationserweiterung und der verbesserten Haftung der Adhäsive an Dentin wurden immer weiter ausgedehnte Präparationsformen gewählt. So wurden weit nach palatinal ausgedehnte „full veneers“ angestrebt [4, 8, 37, 133, 135, 210]. Zeitgleich nahm in den USA im Zuge der allgemeinen Popularisierung von Veneers die invasive Behandlungsform erheblich zu. Jenes wurde von erfahrenen Spezialisten hinsichtlich der gestiegenen Misserfolgsraten als bedenklich kritisiert [30, 71, 72, 94, 125, 146, 200]. In den letzten Jahren erfolgte eine Rückbesinnung auf eine minimal invasive Präparation für ultradünne Schalen (0,3-0,5 mm), so dass möglichst viel Schmelz erhalten bleibt. Bei einer vollständigen Entfernung des labialen Zahnschmelzes steigt die relative Flexibilität der Zahnkrone sprunghaft um ein Vielfaches an [136]. Aufgrund der hohen Steifigkeit der Keramik birgt die höhere Elastizität des Stumpfes ein mögliches Frakturrisiko [144].

## 2.1.3.5

*Approximale Gestaltung*

In der Literatur ließen sich drei Formen bezüglich der Ausdehnung der Veneerkonstruktion im Bereich des Approximalkontaktes finden. Bei der ersten Form sollen die natürlichen Approximalkontakte erhalten bleiben, wenn die Approximalflächen weder verfärbt noch defekt sind [96, 100, 126, 199, 214]. Um die Grenzfläche Veneer / Zahn in den nicht sichtbaren Bereich zu legen, wird als zweite Form empfohlen, den Kontaktpunkt zur Hälfte bzw. zu zwei Dritteln aufzulösen [29, 74]. Bei der dritten Form wird das vollständige Auflösen des Kontaktpunktes als vorteilhaft dargelegt, da dadurch eine gesteigerte Bruchfestigkeit beim Einsetzen und eine verbesserte approximale Transluzenz bei stark verfärbten Zähnen erzielt werden kann [49].

### 2.1.3.6                      *Approximale Komposit-Füllungen*

Kommt die Präparationsgrenze bei einer klassischen Veneerpräparation auf einer Kompositfüllung zu liegen, so stellt sich die Frage, ob sie komplett mit eingefasst werden soll oder nicht. Klinische Studien zeigten, dass die Misserfolgsrate bei Präparationsgrenzen in bestehenden Füllungen höher war [43, 44]. Daher bietet es sich an, die alten Füllungen während der Präparationssitzung neu zu versorgen. Meist geht jedoch das Einfassen der bestehenden, oft weit nach palatinal reichenden Füllungen mit einem großen Verlust wertvollen Zahnschmelzes einher. Somit kann bei einer Neuversorgung der Füllungen der Präparationsrand auch innerhalb der Füllung zu liegen kommen. Dies ist jedoch immer von der jeweiligen Präparations- und Veneerform abhängig.

## 2.1.4                      *Veneerformen*

### 2.1.4.1                      *Konventionelle Veneers*

Mit dem Begriff „Konventionelle Veneers“ werden sowohl bei Zahnärzten als auch bei Patienten die klassischen labialen Verblendschalen der Frontzähne in Zusammenhang gebracht. Sie dienen oft als Alternative zum Bleichen, zu direkten Kompositversorgungen, Kronen und/oder einer kieferorthopädischen Behandlung. In Bezug auf die höhere Schmelzhaftung ist aus prognostischer Sicht die Indikation für Veneers umso eher gegeben, je gesünder der Zahn ist. Dennoch geht die Versorgung mit konventionellen Veneers immer mit einer semiinvasiven Präparation einher, so dass in jedem Fall die Indikation sorgfältig abzuwägen ist. Besonders wichtig ist hier auch immer die ästhetische Komponente, denn auch, wenn zahnmedizinisch alles korrekt ist, stellt sich die Ästhetik nicht von selbst ein (56).

#### 2.1.4.2 *Non-Prep-Veneers*

Das Konzept der Non-Prep-Veneers wurde bereits vor 20 Jahren propagiert [78]. Der Begriff „Non-Prep-Veneer“ scheint vor allem als Schaffung einer neuen Marketingkategorie gebraucht zu werden [61]. Die Indikationsstellung und Patientenauswahl sollte hierbei sehr sorgfältig erfolgen. Für eine ästhetische Korrektur ist oft eine bestimmte Präparationstiefe bzw. Keramikschichtdicke erforderlich, um ein zu voluminöses Erscheinungsbild zu vermeiden. Nun werben jedoch die Hersteller mit Vorteilen wie das Wegfallen einer Anästhesie, geringere Gefahr einer Pulpaschädigung oder Reversibilität [188](55). Seit jeher werden jedoch von Zahnärzten, die diese Non-Prep-Veneers verwenden, notwendige Präparationen durchgeführt [106, 197, 198]. In der Literatur lassen sich keine kontrollierten Studien bezüglich des Langzeiterfolges von Non-Prep-Veneers auf unpräpariertem Schmelz finden. Viele Veröffentlichungen beinhalten zumeist minimale Präparationen [139, 140, 149, 150]. Der Verzicht auf eine Präparationsgrenze birgt zum einen die Gefahr einer zervikalen Überkonturierung oder einer positiven Stufe am Übergang der Keramik zum Zahn [120], was die Ursache für PA-Probleme, Sekundärkaries oder Randverfärbungen sein kann. Zum anderen erschwert es die Arbeit des Zahntechnikers hinsichtlich der Ausdehnung des Veneers wodurch es unter anderem zu einer erschwerten Positionierung kommen kann. Aufgrund der geringen Keramikschichtdicke, in der Regel 0,4-0,5 mm, kann es zu ungenügenden ästhetischen Ergebnissen kommen, denn eine Farbkorrektur ist in diesen Bereichen kaum möglich. Somit scheinen Non-Prep-Veneers vor allem als rein additive Maßnahme zur funktionellen oder ästhetischen Formveränderungen bei ausreichenden Platzverhältnissen geeignet. Bei einer sorgfältigen Fallplanung und nach heutigem Kenntnisstand notwendigen minimalen Präparationen können Non-Prep-Veneers bei erfahrenen Anwendern eine gute Erweiterung des Therapiespektrums sein [61, 209].

Unabhängig von der Entscheidung der Veneerform spielt die Auswahl des adhäsiven Befestigungskomposits mit seinen jeweiligen chemischen und physikalischen Eigenschaften eine entscheidende Rolle bezüglich einer dauerhaften suffizienten Versorgung.

## **2.2 Kompositmaterialien**

### 2.2.1 *Einleitung*

In den letzten Jahren kam es zu einer erheblichen Verbesserung der dentalen Komposite bezüglich Abrasionsbeständigkeit, Ästhetik und physikalischer Eigenschaften. In vielen Ländern



haben Komposite das Amalgam als Füllungswerkstoff sowie Zinkphosphatzemente als Befestigungswerkstoff weitgehend abgelöst. Das Hauptproblem der Schrumpfung während der Polymerisationsphase bleibt jedoch nach wie vor bestehen und beeinträchtigt die Integrität des Verbundes zwischen Kompositmaterial und Zahnstruktur bzw. Restauration [59].

### 2.2.2 *Zusammensetzung*

Komposite sind aus makromolekularen organischen Verbindungen aufgebaut. Diese sogenannten Polymere sind aus der Verknüpfung von Monomeren hervorgegangen [115]. Durch Kompositmaterialien vom Bis-GMA-Typ wurden erstmals haltbare Restaurationen an der Zahnschmelze ermöglicht [16]. Dentale Komposite bestehen aus zwei verschiedenen Phasen: der organischen Phase (Matrix) und der dispersen Phase (Füller). Die Matrix enthält neben den Monomeren auch die Initiatoren, Stabilisatoren und andere Additive. Der Anteil der Füllstoffe beträgt 44-88 % [201], der der Matrix 12-56 % (67). In der organischen Phase kommen bei handelsüblichen Kompositen als Monomere fast ausschließlich Methacrylate (MA) zum Einsatz. Dies sind Di- oder Triester der Methacrylsäure mit hochmolekularen Alkoholen, die in der Lage sind, sehr stabile Polymergerüste auszubilden. Die am häufigsten verwendeten Vertreter der Methacrylate sind Bis-GMA, UDMA, D<sub>3</sub>MA und TEGDMA. Verantwortlich für das Starten und den Ablauf der Polymerisation sind die Initiator-Systeme. Sie bestimmen die rein chemisch härtenden, dualhärtenden oder rein lichte härtenden Eigenschaften der Komposite. Bei chemisch härtenden Kompositen wie Befestigungskomposite oder Stumpfaufbauten kommen zur Initiierung der Polymerisation Redoxsysteme zum Einsatz, die dafür sorgen, dass es bereits bei Raumtemperatur zur Auslösung der Polymerisation kommt.

Feingemahlene anorganische Materialien, wie Quarz, Keramik, Gläser und durch Pyrolyse gewonnenes feinstteiliges Siliziumdioxid sind Hauptbestandteile der dispersen Phase (Füller) [103, 115]. Diese Füllstoffe verleihen den Kompositen die physikalische Festigkeit und Abrasionsbeständigkeit. Des Weiteren beeinflussen sie zahlreiche Eigenschaften des Komposits wie die Fluoreszenz, Transluzenz, Röntgenopazität und die Polierbarkeit. Bei den Hybridkompositen ist es durch ihre heterogenen Füllerkomponenten gelungen, die jeweils positiven Eigenschaften der konventionellen Komposite bzw. der Mikrofüllerkomposite zu vereinen. Es werden die optimalen physikalischen Eigenschaften der als Makrofüller verwendeten Gläser mit der hervorragenden Polierfähigkeit der Mikrofüller kombiniert. Hybridkomposite zeichnen sich durch eine gute Volumenkonstanz bei akzeptabler

Oberflächenglätte und einer geringeren Polymerisationsschrumpfung gegenüber mikrogefüllten oder konventionellen Kompositen aus [19, 116, 117, 121, 130, 173, 215].

Die, vor nicht allzu langer Zeit, eingeführten Nanofüller liegen mit ihrer Partikelgröße von  $< 100$  nm in der Größenordnung der klassischen Mikrofüller. Sie bleiben jedoch, anders als die Mikrofüller, im Lösungsmittel voneinander getrennt. Um den Füllgrad des Komposits zu erhöhen, werden neben den Nanofüller-Primärpartikeln Glaskeramikfüller hinzugegeben, wodurch das hochgefüllte Komposit eine höhere Bruchfestigkeit, Oberflächenhärte und somit auch Abrasionsstabilität aufweist. Die organischen Silanverbindungen, aus der die Verbundphase besteht, sind in der Lage durch ihren bipolaren Aufbau eine Verbindung zwischen den anorganischen Füllkörpern und der organischen Matrix herzustellen [16, 130, 173]. Unter Wasserabspaltung gehen während der Silanisierung die aliphatischen OH- Gruppen der Silane eine Verbindung mit den Hydroxylgruppen der Füllstoffe ein. Da dieser Verbund zwischen Silan und Füllkörper insbesondere in stark saurem Milieu sehr leicht wieder hydrolysiert werden kann, stellt diese Grenzfläche eine entscheidende Schwachstelle dar [173, 185]. Im Folgenden soll nun auf die für diese Studie relevanten Befestigungskomposite näher eingegangen werden.

### 2.2.3 Befestigungskomposite

Befestigungskomposite können zum einen nach ihrer Härtung in licht-, dunkel- oder dualhärtend und zum anderen nach ihrer Viskosität in niedrig-, mittel- und hochvisköse Systeme eingeteilt werden. Da es sich bei den lichthärtenden Kompositmaterialien um Einpastensysteme handelt, ist immer das korrekte Mischungsverhältnis gegeben. Des Weiteren kann der Polymerisationsbeginn frei bestimmt werden. Nachteilig zu bewerten ist die unvollständige Polymerisation aufgrund unzureichenden Lichtzutritts unterhalb sehr dicker [11, 127] und stark eingefärbter Restaurationen. Ebenfalls nachteilig ist die 40-50%ige Lichtabsorption durch Keramikveneers [161] und demzufolge eine empfohlene Verdopplung der Zeit für die Lichthärtung [151]. Bei den **lichthärtenden** Befestigungskompositen wird ein photosensibler Initiator durch eine Halogenlichtquelle zu Radikalen umgewandelt. Im Folgenden kommt es zur Oxidation des Stabilisators Hydrochinon. Anders hingegen verhält es sich bei den **chemisch härtenden** Befestigungskompositen als Pasten/ Pasten-System (Basis- und Katalysatorpaste). Hierbei kommt es nach Zusammenmischen in wenigen Minuten zu einer schnellen Aushärtung, wobei gerade diese limitierte Verarbeitungszeit einen großen Nachteil im Komfort ihrer Anwendung darstellt [102]. Die Basispaste enthält zusätzlich einen Akzelerator

(z.B. Dimethyl-p-toluidin), die Katalysatorpaste einen Initiator (z.B. Benzoylperoxid). Der Initiator zerfällt unter Anwesenheit des Akzelerators in zwei Radikale, welche wiederum auf die Bildung der Polymerketten wirken [207]. Bei den dualhärtenden Produkten werden nun beide oben genannten Systeme vereint. Es handelt sich auch hier um Pasten/Pasten- Systeme mit einem chemisch härtenden Initiator. Dualhärtende Befestigungskomposite unterliegen einer sehr langsamen Selbsthärtung und schränken die Verarbeitungszeit nicht ein. Mittels lichtinduzierter Polymerisation werden die oberflächlichen Schichten gehärtet und gegenüber den schädigenden Einflüssen des Mundmilieus inert gemacht. Der rein chemisch induzierte Härtungsprozess in den tieferen Schichten ist allerdings nicht so gut wie der der Lichthärtung [90, 95, 102, 119]. Niedrigvisköse Befestigungskomposite gewährleisten eher eine luftblasenfreie Adaptation und sind in der Lage die Schichtdicke und damit die Kompositfuge gering zu halten [187]. Allerdings besteht auch die Gefahr, dass bei der Überschussentfernung im vorpolymerisierten Zustand Unterschüsse im Fugenbereich produziert werden. Da die größte Schwachstelle beim adhäsiven Befestigen von keramischen Restaurationen die Klebefuge darstellt [90, 95, 119], wurde der Fülleranteil in den dualhärtenden Befestigungskompositen erhöht. Dies führte zu einer Steigerung der Abrasionsfestigkeit und senkte die Polymerisationsschrumpfung, sowie die Randspaltbildung [34, 148, 162, 203]. Der dadurch erzielten Steigerung der Viskosität konnte durch die Ultraschall-Insertionstechnik (USI), von ROULET eingeführt, entgegengewirkt werden [180]. Durch die damit erzielte Viskositätserniedrigung und wesentlich verbesserten Fließfähigkeit wird beim Einsetzen keramischer Restaurationen die Bruchgefahr deutlich reduziert und Überschüsse können noch vor der Polymerisation einfach entfernt werden. Des Weiteren wird die Penetration des Befestigungskomposites in die erzeugten mikroretentiven Muster, sowohl im Schmelz als auch in der Keramik begünstigt [102]. Somit kann eine signifikant höhere Verbundfestigkeit zum Schmelz und Dentin erzielt werden [69, 110]. Schlussendlich verhindert die USI-Technik die Ausbildung negativer Randspalten und Randundichtigkeiten[156]. Bezüglich der Problematik der vollständigen Polymerisation kann festgehalten werden, dass für einen maximal zu erreichenden Polymerisationsgrad, vor allem bei dualhärtenden Materialien, immer eine Lichthärtung erforderlich ist.

Zusätzlich zum Befestigungskomposit wird ein dauerhafter Verbund maßgeblich durch die Haftung an der Zahnhartsubstanz bzw. an der Restauration bestimmt, die Adhäsion.

## 2.3 Adhäsivtechnik

### 2.3.1 Grundlagen der Adhäsion

Das Haften unterschiedlicher Substanzen im engen Kontakt durch an den Berührungsflächen wirksam werdende molekulare Anziehungskräfte bedeutet Adhäsion. Hierbei sind meistens eine feste aufnehmende Fläche, das Substrat (Adhärens), und eine flüssige Phase (Adhäsiv) beteiligt [42]. Um dieses Phänomen zu erklären, existieren mehrere Theorien. Zum einen die rein **mechanische, mikroretentive** Retention an rauen und porösen Materialoberflächen und zum anderen die **chemische** Bindung zwischen Adhäsiv und Substrat. Zu Letzterem gehören Ionenbindungen, kovalente Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen, Dipolbeziehungen und Van-der-Waals-Kräfte (auch **physikalische** Adhäsion) [7, 42, 91]. Ein Großteil der Autoren in der Literatur geht von einer Verbindung mikromechanischer Natur zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz aus, da eine chemische Verbindung nur in geringem Maße nachgewiesen werden konnte [42, 48, 50, 193]. Wenn die Substratoberfläche ausreichend hart ist und eine Mikroverzahnung erlaubt, kann es zu einer **mechanischen Adhäsion**, welche auf geometrischen und rheologischen Effekten beruht, kommen. Voraussetzungen für eine gute Adhäsion sind eine gute Benetzbarkeit des Substrates, eine geringe Viskosität des Adhäsivs und die Rauigkeit der Substratoberfläche [60].

### 2.3.2 *Etch & Rinse-Technik*

Während sich eine optimale Schmelzätzung unter Erzeugung eines retentiven Ätzmusters mit 37%iger Phosphorsäure für 30 s [85, 86] und Applikation eines hydrophoben Versiegelerers relativ schnell etablierte, dauerte es relativ lange, bis eine effektive und stabile Verbindung von Adhäsivsystemen zum Dentin aufgebaut werden konnte [1, 3, 5, 14, 17, 21, 22, 40, 63-66, 141]. Zwei grundlegende Unterschiede zum Schmelz galt es bei der Entwicklung der Adhäsive im Dentin zu überwinden. Zum einen die aufgrund des Dentinliquors als hydrophil einzustufenden Dentintubuli, die eine Verbindung mit dem in seiner chemischen Grundstruktur hydrophoben Komposit erschweren [67, 70, 112, 114, 123, 128, 129] und zum anderen die nach jeder Bearbeitung des Dentins entstehende Schmierschicht, die den direkten Kontakt zum kompakten Dentin verhindert [21, 22, 40, 64]. Erst bei der 4. Generation von Adhäsiven ist es gelungen, besonders im Hinblick auf minimalinvasive Präparationen, ein gleichzeitiges Ätzen von Schmelz und Dentin umzusetzen. Wurde dies früher als Total-Etching bezeichnet, als Abgrenzung zur selektiven Schmelzätzung, so sollte heute der korrekte Begriff Etch-and-Rinse-Technik benutzt werden; insbesondere zur Differenzierung zu selbstätzenden Adhäsivsystemen. Bei der Etch-and-Rinse-Technik wird nach der Phosphorsäureätzung der Primer appliziert, welcher die hydrophile Oberfläche mithilfe enthaltener amphiphiler Moleküle vorbereitet. Im Folgenden kann dann das eher hydrophobe Adhäsiv oder Bonding zur chemischen Bindung an das nachfolgend aufzutragende Komposit appliziert werden [60]. Es folgten im Laufe der Entwicklung und im Zuge der Vereinfachung Adhäsive der 5., 6. und 7. Generation. Bei allen Etch-and-Rinse-Systemen bleibt aber die Problematik des nach der Phosphorsäureapplikation freigelegten Kollagennetzwerkes, welches von hydrophilen Monomeren durchdrungen werden muss, bestehen. Um ein Kollabieren des Kollagennetzwerkes nach Kontrolle des Ätzmusters durch Trocknung zu vermeiden, ist ein Rewetting des Dentins, also ein erneutes Auffrischen des Kollagennetzwerkes, notwendig. Da die Mehr-Flaschen-Systeme Wasser enthalten und alle Ein-Flaschen-Etch-and-Rinse-Präparate nicht, kann bei den Mehr-Flaschen-Systemen eher auf das Rewetting verzichtet werden [60]. Allerdings ist die Tatsache, dass geeignete Primer und Adhäsive auf dem Markt sind, kein Garant für den klinischen Erfolg, da sie Ihre Zeit zur Erfüllung Ihrer charakteristischen Aufgaben benötigen. Denn die Haftung am Dentin unterliegt, anders als die Schmelzhaftung, einer erheblichen Techniksensitivität [64, 157].

### 2.3.3 *Verbund zwischen Befestigungskomposit und Keramik*

Für eine optimale Adhäsion muss auch bei Keramiken eine ausreichend konditionierte Oberfläche vorhanden sein. Hier kommen zwei Haftmechanismen zur Anwendung. Zum einen die Ätzung der Keramik und zum anderen die Silanisierung der Keramik [164, 167]. Ähnlich der Schmelzätzung entsteht auch bei der Keramikätzung ein mikroretentives Muster [192], wodurch die physikalische Haftung gewährleistet wird [102, 122, 123, 176]. Hierbei wird vor allem die partielle Löslichkeit des hohen Alkali-Oxid-Gehaltes der Keramik gegenüber fluorionenhaltigen sauren Lösungen genutzt [186]. Als Ätzmittel kommt in der Regel Flusssäure (5-10%ig) zum Einsatz [104, 178]. Ätzzeiten von 60-90 Sekunden werden hier empfohlen [177]. Die Silanisierung der Keramik erfolgt mit 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan (MPS) und ermöglicht eine chemische Bindung zwischen Keramik und dem Befestigungskomposit [122, 176, 181]. Silane sind chemisch betrachtet bifunktionell aufgebaut. Sie reagieren einerseits mit OH-Gruppen der Keramik oder Gläser und bilden Wasserstoffbrückenbindungen aus. Andererseits copolymerisiert der organische Teil des Silanmoleküls mit der Kompositmatrix. So entsteht eine kovalent gebundene Silanbrücke zwischen der anorganischen Oberfläche und dem organischen Adhäsiv [101]. Es gilt nun im Folgenden die Beanspruchung dieser Einheit Veneer-Komposit-Adhäsiv näher zu untersuchen.

## 2.4 **Erfolgsfaktoren**

In der Literatur finden sich unterschiedliche Angaben bezüglich der Erfolgsraten. Diese reichen von sehr geringen Misserfolgsraten von 0 - 5,6% für Untersuchungszeiträume von 1,5 - 12 Jahren [35, 53, 73, 87, 100, 106, 142, 143, 197] bis zu höheren Misserfolgsraten von 7 - 47% für Untersuchungszeiträume von 3 - 10 Jahren [39, 45, 51, 80, 124, 168, 198, 211]. Die oben aufgeführten Studien sind aufgrund unterschiedlicher Auswertungsmethoden und Untersuchungszeiträume schwer vergleichbar. Zahlreiche Studien weisen kurze Beobachtungszeiträume oder nur geringe Fallzahlen auf [80, 87, 137, 145, 183, 197]. Des Weiteren werden korrigierbare Ereignisse von verschiedenen Autoren bezüglich der Misserfolge unterschiedlich bewertet [61]. Eindeutig bessere Ergebnisse zeigen Studien, in denen die Behandlung von ausgewiesenen Spezialisten durchgeführt wurde [53, 73, 83, 137, 143, 168]. Dies weist auf die Techniksensitivität der Behandlungsmethodik hin. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Erfolgsrate von Veneers der anderer Versorgungen gleichwertig oder meist überlegen ist. Dies erfordert jedoch eine intensive theoretische und praktische Auseinandersetzung mit allen Aspekten der Materie [61].

### 3 Problemstellung

In dieser In-vitro-Studie sollte die marginale Adaptation und die Bruchfestigkeit nach mechanischer Belastung adhäsiv befestigter IPS-InLine-Veneers untersucht werden. Dabei soll der Einfluss verschiedener Präparationsformen für Veneers und verschiedener Keramikschichtstärken auf die Bruchfestigkeit und die marginale Adaptation untersucht werden.

Folgende Fragestellungen sollen in dieser Studie geklärt werden:

- Invasivität der Präparation: Sollte möglichst viel Zahnschmelz erhalten bleiben, auch wenn dies auf Kosten der Materialstärke, der Ästhetik und der späteren Zahnform erfolgt?
- Dentinanteil der Klebefläche: Ist es eher von Vorteil auf eine funktionierende Dentinadhäsion zu vertrauen, um oben genannte Kriterien durch ein größeres Platzangebot besser zu erfüllen?
- Dicke des Veneers: Welche Rolle spielt die Materialstärke beim Frakturverhalten der Keramikveneers?
- Präexistente Kompositrestaurationen: Sollten bestehende Kompositrestaurationen in jedem Fall erneuert werden, um einem Misserfolg vorzubeugen?

#### 4 Material und Methoden

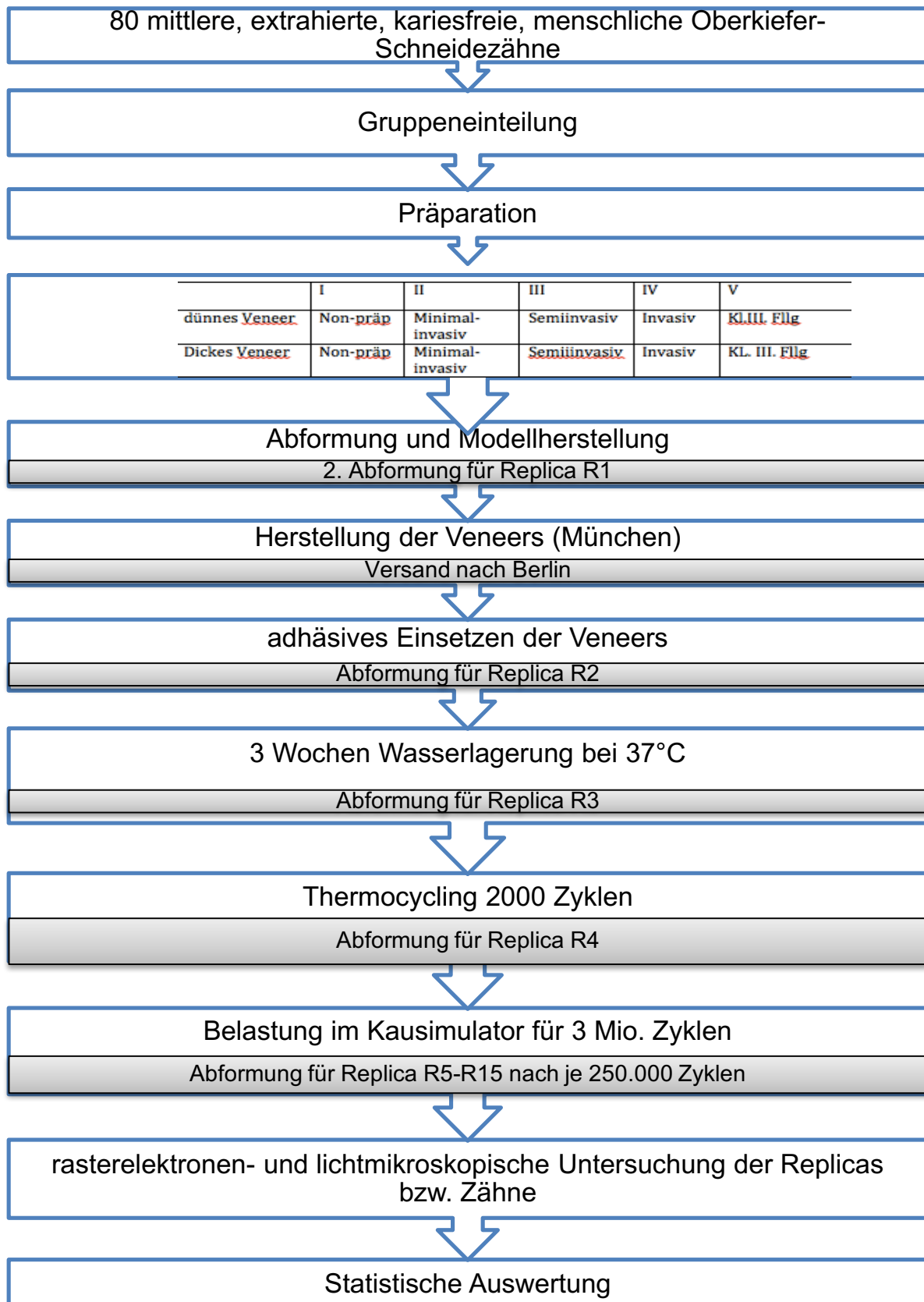


Abbildung 2: Übersicht Versuchsaufbau



## 4.1 Untersuchungsmaterial

### 4.1.1 Zahnkriterien

Für diese In-vitro-Studie wurden 80 extrahierte, karies- sowie füllungsfreie obere mittlere Inzisivi ausgewählt und gesäubert. Während der gesamten Studie wurden die Zähne in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung gelagert.

### 4.1.2 Vermessung der Zähne

Es erfolgte die Vermessung der Zahnkrone in Breite und Länge, sowie der Zahnwurzel. Die Zahngröße sollte im Mittel 10 mm in der Länge und 8 mm in der Breite betragen.

### 4.1.3 Fotos der Zähne

Jeder Zahn wurde zu Beginn der Studie mit folgenden, festgelegten Parametern fotografisch festgehalten:

Body: Canon Eos 40 D sowie Nikon D5000  
Objektiv: Canon Macro Lens EF 100 mm 1:2.8 USM  
Blitz: Macro Twin Lite MT-24 EX

#### Fotos Zähne

Quelle: Dr. Jan Hajto, München



Zahn vestibulär



Zahn vestibulär  
approx.



Zahn approximal



Zahn approximal

Abbildung 3: Fotos der Zähne

#### 4.1.4 Gruppeneinteilung

Die 80 ausgewählten Zähne wurden in 10 Gruppen (A-J) à 8 Zähne eingeteilt. Daraufhin erfolgte eine Einteilung nach der Präparationsart und der zu erfolgenden Versorgungsart (Keramikschiehtdicke). Folgende Präparationsarten wurden unterschieden:

1. Non-Präp                    ohne Präparation
2. Minimalinvasiv        Präparation ausschließlich im Schmelz
3. Semiinvasiv            Präparation labial 50 % Schmelz, 50 % Dentin
4. Invasiv                    Präparation labial vollständig in Dentin

In einer 5. Gruppe wurden die Zähne mit distalen und mesialen Klasse-III-Füllungen versorgt. Bezüglich der Keramikschiehtdicke der Veneers wurde zwischen dicken (im Mittel 0,5 mm - 1,2 mm) und dünnen (im Mittel 0,2 mm - 0,5 mm) Veneers unterschieden. Danach erfolgte die systematische Einteilung der Gruppen (s. Tab. 1).

Tabelle 1: Gruppenübersicht: Einteilung nach Schichtstärke der Keramik und Präparationstiefe

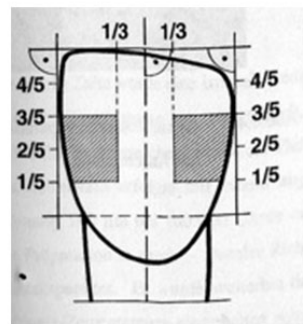
Schichtdicke der Keramik	Präparationstiefe				
	I	II	III	IV	V
Dünn (0,2 – 0,5)	I	II	III	IV	V
Dick (0,5 – 1,2)	I	II	III	IV	V

## 4.2 Präparation der Klasse-III-Kavitäten

Jeweils 16 Zähne wurden gemäß der Gruppeneinteilung mit Klasse-III-Kavitäten versehen. Die Präparation erfolgte unter folgenden vorgegeben Kriterien: Die Breite des Zahnes wurde in **mesio-distaler** Richtung in Drittel geteilt. Die jeweils äußeren Drittel entsprachen der Ausdehnung der Kavität (s. Abb. 4.3). Die Ausdehnung in **zerviko-inzisaler** Richtung erfolgte durch Einteilung der Krone in Fünftel. Die Kavität wurde in den Bereich **1/5 - 3/5** gelegt (s. Abb. 4).



Abgeschlossene Präparation  
mit Anschrägung



graphische Darstellung  
der Präparationsextension  
(Quelle Diss Dr. Hanjo Pfeiffer)

Abbildung 4: Präparation der Klasse-III-Kavität

Die oben beschriebene Kavität wurde mit einem Diamantschleifer der Firma Komet<sup>1</sup> präpariert. Die Anschrägung erfolgte mit einem Diamantschleifer der Firma Komet<sup>2</sup>.

### 4.3 Legen der Klasse-III-Kompositfüllung

Es wurde das Adhäsivsystem OptiBond FL<sup>3,5,6</sup> in Kombination mit der Etch-and-Rinse-Technik mit einem 35%igen Phosphorsäure-Ätzel<sup>3</sup> verwendet. Als Füllungsmaterial wurde das Komposit Filtek<sup>4</sup> in der Zahnfarbe A3 eingesetzt. Dabei wurde folgender Ablauf eingehalten:

1. Konditionierung<sup>3</sup> des Schmelzes für 15 s und anschließend des Dentins für weitere 15 s.
2. Absprühen mit Wasser für 20 s.
3. Vorsichtiges Trocknen der Kavität (exzessiv Trocknen wurde vermieden!).
4. Rewetting mit feuchtem Applikator-Tip.
5. Applizieren des OptiBond FL Primers<sup>5</sup> und leichtes Einreiben.
6. Verblasen des Lösungsmittels, bis die aufgetragene Lösung sich nicht mehr bewegen ließ.
7. Applizieren des OptiBond FL Adhäsivs<sup>6</sup>.
8. Lichthärtung für 20 s mit dem Polymerisations-Lichtgerät<sup>13</sup> im Standardmodus mit einer gemessenen Lichtintensität von 1250 mW/cm<sup>2</sup>.
9. Applikation des Komposits<sup>4</sup> in jeweils 2-mm-Schichten.
10. Lichthärtung<sup>7</sup> mit dem Polymerisations-Lichtgerät<sup>13</sup> im Standardmodus mit einer gemessenen Lichtintensität von 1250 mW/cm<sup>2</sup> für 40 s je Schicht.
11. Ausarbeiten der Füllung mit Finierern<sup>8,9</sup>.
12. Politur mit Soflexscheiben<sup>10, 11</sup> sowie Polierer<sup>12</sup>.

### 4.4 Veneerpräparation

#### 4.4.1 Präparationsdesign

Die Präparationen wurden alle von Dr. Hajto in München durchgeführt. Die Präparationsform entspricht einem klassischen labialen Veneer (Abb. 5). Alle Frontzähne wurden bei der Präparation der Veneers inzisal um 1,5 mm gekürzt. Es wurde approximal auf Höhe des Kontaktpunktes maximal bis zur Hälfte der oro-vestibulären Ausdehnung der Krone (Mitte des Kontaktpunktes) präpariert. Zervikal davon wurden approximale Seitenflächen, sogenannte „elbows“, angelegt. Diese konnten etwas weiter nach oral reichen als der Kontaktpunkt. Die Ausdehnung der Präparation (Präparationsgrenze) wurde vorher mit einem wasserfesten Filzstift eingezeichnet, um möglichst standardisierte Präparationen zu erzielen. Es wurde immer die gesamte Labialfläche mit variierenden Abständen zur zervikalen Schmelz-Zement-Grenze zur Aufnahme der Veneers präpariert. Die Stärke des labialen Abtrags wurde durch einen labialen Silikonschlüssel, der vor der Präparation eines jeden Zahnes angefertigt wurde,

überprüft. Der Umfang der Dentinfreilegung bei den verschiedenen Präparationsformen wurde während der Präparation durch visuelle Kontrolle bestimmt. (Dr. Hajto, München)

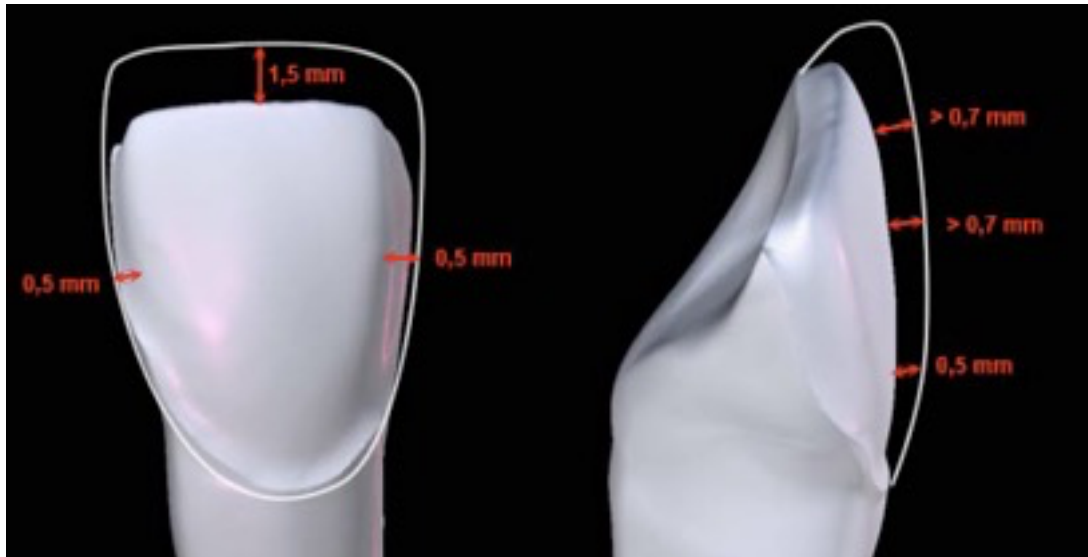


Abbildung 5: Schematische Darstellung einer klassischen Veneerpräparation (Quelle: Dr. Hajto, München)

#### 4.4.2 Präparationstiefe

Vier verschiedene Präparationstiefen wurden gewählt (Abb.6). Zum einen wurde die **non-invasive** bzw. Non-Präp-Variante gewählt. Zum anderen gab es die **minimalinvasive** Variante, wobei die Präparation ausschließlich im Zahnschmelz erfolgte. Der zervikale Präparationsrand befand sich immer innerhalb des Schmelzes. Es wurde ein möglichst gleichmäßiger Abstand zur Schmelz-Dentin-Grenze von 0,5 – 1 mm angestrebt. Als dritte Variante erfolgte die Präparation **semiinvasiv**. Demnach lag die Präparation zu 50% im Schmelz und zu ca. 50% im Dentin. Dentininseln traten vor allem zervikal und zerviko- lateral auf, sowie auf der Inzisalkante. Der zervikale Präparationsrand befand sich immer innerhalb des Schmelzes. Es wurde ein möglichst gleichmäßiger Abstand zur Schmelz-Dentin-Grenze von 0,5 – 1 mm angestrebt. Die vierte und damit letzte Variante bestand in der **invasiven** Präparation mit ca. 100% Dentinexposition. Der zervikale Präparationsrand befand sich immer innerhalb des Wurzeldentins.

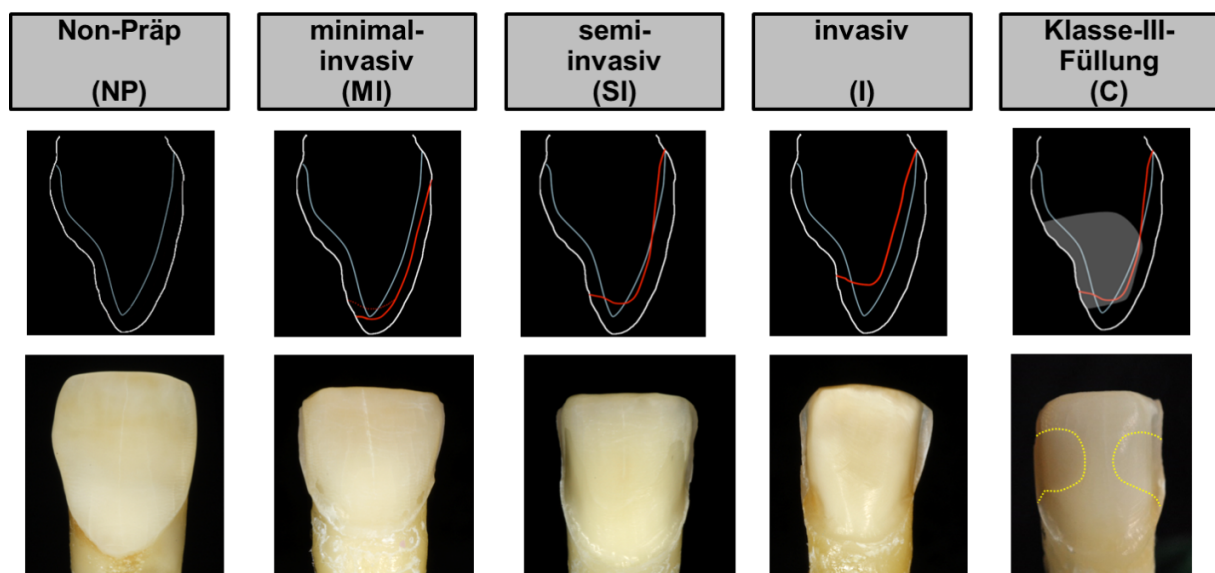


Abbildung 6: Darstellung der fünf verschiedenen Präparationsformen an einem oberen mittleren Schneidezahn.

#### 4.4.3 Ablauf der Präparation und Abformung

Der Zahn wurde entnommen und die Nummer auf der Liste notiert. Es folgte das Anzeichnen der Präparationsgrenze mit einem wasserfesten Stift. Der Zahn wurde in Futur-D-fast eingedrückt und positioniert bis das Material ausgehärtet war. Mit einem X-Acto-Messer wurde nun der Überschuss entfernt. Danach wurde mit Zeta Plus ein Vorwall angefertigt. Dieser Vorwall wurde beschnitten. Die jeweilige Präparationsart des Zahnes wurde in die Liste neben der Zahnnummer notiert. Es folgte die Präparation des Zahnes. Danach wurde der Zahn für 15 s mit Ultra-Etch<sup>3</sup> konditioniert. Im Anschluss wurde der Zahn nach festgelegten Parametern fotografiert. Es erfolgte von dem präparierten Zahn die Abformung mit Identium<sup>14</sup>. Nachfolgend wurde die gesamte präparierte Gruppe von München nach Berlin versandt.

#### 4.5 Lagerung

Die Zähne wurden nun für 2 Wochen im Wärmeofen in Chloramin-T-Lösung<sup>15</sup> gelagert (37°C).

#### 4.6 Veneerherstellung

Die Herstellung der Veneers wurde von Stefan Frei, ZTM, in München durchgeführt. (Abb. 7)

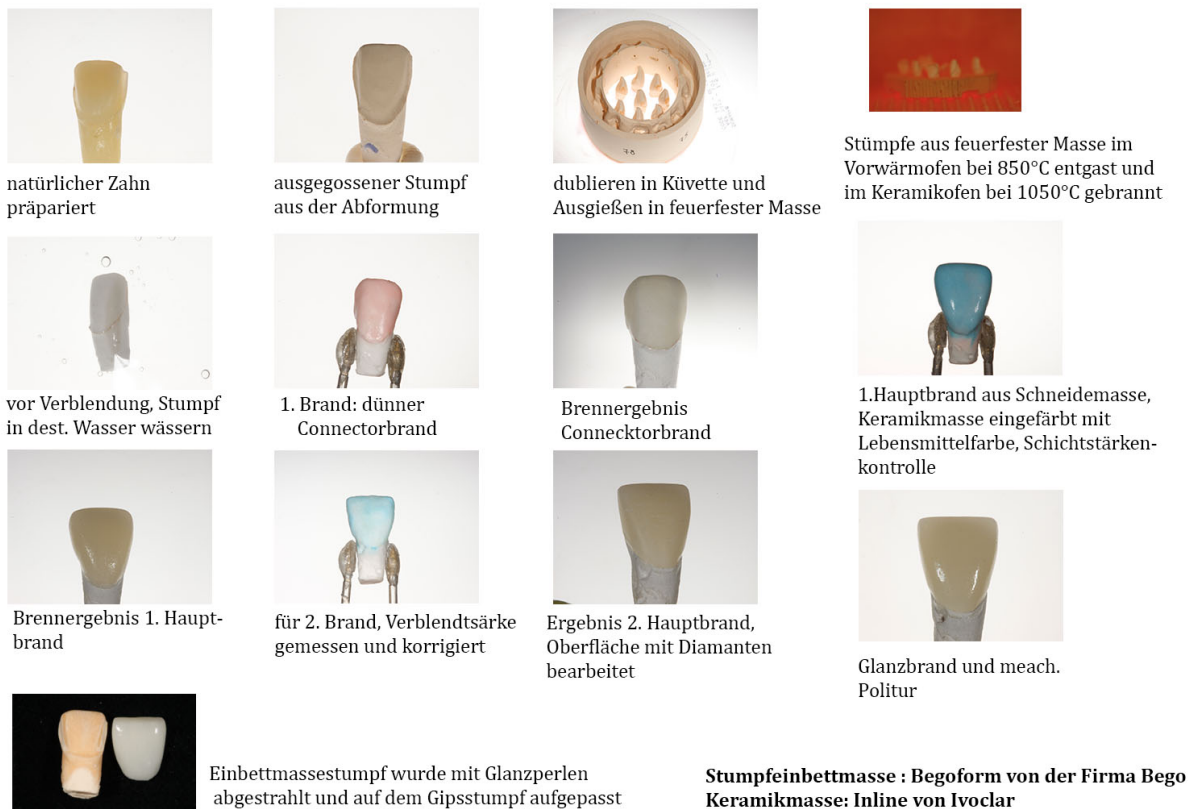


Abbildung 7: Ablauf Veneerherstellung im Labor (Quelle: ZTM Stefan Frei)

## **4.7 Adhäsive Befestigung der Veneers**

Nach Fertigung der Veneers in München, erfolgte der Versand nach Berlin. Die Zahnboxen wurden aus dem Wärmeofen entnommen und das dazugehörige Veneer bereitgelegt.

### **4.7.1 Vorbehandlung des Veneers**

Es erfolgte eine erste Anprobe der Passgenauigkeit des Veneers. Nachfolgend wurde das Veneer für das adhäsive Einsetzen vorbereitet. Die Kontaktfläche des Veneers wurde für eine Minute mit Flusssäure<sup>16</sup> geätzt und danach sorgfältig mit Wasser abgespült. Es folgte die Silanisierung<sup>17</sup>, ebenfalls für 60 Sekunden. Verbliebene Rückstände wurden vorsichtig verblasen. Die geätzte und extrem getrocknete Oberfläche wurde dann für eine Minute mit Monobond- Plus<sup>18</sup> benetzt. Das Veneer war nun für die adhäsive Befestigung vorbereitet.

### **4.7.2 Vorbehandlung des Zahnstumpfes**

Um einen optimalen adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Keramik zu gewährleisten, erfolgte als erster Schritt die Reinigung des Zahnstumpfes. Die Konditionierung erfolgte mit 35%iger Phosphorsäure<sup>3</sup> für 15 s im Schmelz und zusätzlich für 15 s im Dentin. Im Anschluss wurde der Zahn für 30 s mittels Wasserspray von der Säure und Präzipitaten befreit. Es folgte die vorsichtige Trocknung der Zahnoberfläche, wobei ein exzessives Austrocknen vermieden wurde. Lag die Präparation vorwiegend im Dentin wurde ein Rewetting durchgeführt. Im nächsten Schritt erfolgte das Aufbringen des Primers<sup>5</sup> mit einem Applikatorpinsel und leicht bürstenden Bewegungen für 30 s auf Dentin und Schmelz. Nun wurde die Zahnoberfläche wieder vorsichtig getrocknet und das Auftragen des Adhäsiv erfolgte ebenfalls mit einem Applikatorpinsel. Das Adhäsiv<sup>6</sup> wurde nicht lichtgehärtet, da sonst die Passfähigkeit des Veneers nicht mehr gewährleistet werden konnte. Der Zahnstumpf war für die Aufnahme der Keramikrestauration bereit. Es bedurfte einer zügigen Arbeitsweise.



### 4.7.3 Einsetzen der Keramikrestauration

In das bereits vorbehandelte Veneer wurde das Befestigungsmaterial Variolink Veneer<sup>19</sup> eingebracht und mit einem Pinsel vorsichtig auf die Klebefläche des Veneers verteilt. Es erfolgte das behutsame Positionieren des Veneers auf der vorbehandelten Zahnoberfläche, wobei ein hoher Druck auf die Restauration vermieden wurde. Entstandene Überschüsse wurden mit einer Monobüschelbürste entfernt und die Restauration von allen Seiten 2 Minuten lichtgehärtet<sup>13</sup>. Im Anschluss wurden die Überschüsse mit einem Skalpell (Fig. B)<sup>20</sup> vorsichtig entfernt. Die abschließende Ausarbeitung und Politur der Ränder erfolgte mit einer feinen Knospe<sup>21</sup>, Sof-Lex-Scheiben<sup>10,11</sup> von fein bis sehr fein und Polierbürsten<sup>22</sup>. Es wurde besonders viel Sorgfalt auf die Randausarbeitung gelegt, so dass diese später gut auszuwerten waren. (Abb. 8).

#### Einsetzen Kermamikrestauration



Abbildung 8: Ablauf Einsetzen der Keramikrestauration

#### **4.8 Ausarbeitung und Politur**

Um später das Randverhalten zwischen Veneer und Befestigungskomposit bzw. zwischen Zahn und Befestigungskomposit beurteilen zu können, war eine sorgfältige Ausarbeitung und Politur notwendig. Diese wurde unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille mit 3,6-facher Vergrößerung und einem Lichtmikroskop<sup>39</sup> mit 25-facher Vergrößerung durchgeführt. Die groben Überschüsse wurden mit einem Skalpell<sup>23</sup> entfernt. Die Ausarbeitung erfolgte mit einem flammenförmigen Diamantfinierer<sup>24</sup>. Die Politur der vestibulären sowie der approximalen Ränder erfolgte mit Sof-Lex Scheiben in fein<sup>10</sup> und superfein<sup>11</sup>. Die palatinale Fläche wurde mit einem feinen grauen Kegel<sup>25</sup> poliert.

#### **4.9 Replika I.**

Um die Randqualität direkt nach dem Einsetzen der Veneers später im Rasterelektronenmikroskop (REM)<sup>26</sup> beurteilen zu können, wurden Replikas angefertigt.

#### 4.9.1. Ablauf der Replika-Herstellung

Als Halter für die Abformmasse diente ein in 3 cm lange Stücke geschnittener PVC Schlauch. Die Abformung erfolgte im Doppelmischverfahren mit dem Vinylsiloxanether Identium Medium Soft<sup>14</sup> und Identium Light<sup>27</sup> als dünnfließende Komponente. Dabei wurde die Zahnkrone mit der dünnfließenden Komponente Identium Light beschickt und mit einem Luftbläser dünn verblasen. Der Zahn wurde in die Abformmasse des Identium Medium Soft gedrückt. Nach 10 Minuten erfolgte die Entfernung des Zahnes. Abgeformt wurden die jeweils der Gruppe zugehörigen 8 Zähne. Um im Folgenden die Abformungen mit Epoxidharz<sup>28</sup> auszugießen, war eine Wartezeit von 24 h notwendig. Es wurden die Abformungen mit Alkohol (70%) gereinigt und entfettet. Auf jede Probe wurde ein Objektträger aufgebracht, der als Halterung für die Auswertung im REM und beim Sputtern diente. Nach weiteren 24 h konnten die gewonnenen Replikas aus der Abformung entnommen werden und wurden in einer Sputteranlage\* bei 40 mA, einem Abstand von 45 mm zwischen Proben und Target für 2 Minuten in einer Argon-Atmosphäre von  $0,5 \times 10^{-5}$  bar mit Gold<sup>29</sup> beschichtet.



Einfüllen Stycast in Replica



Replica mit Stycast



Replica mit REM-Träger

Abbildung 9: Ausgießen der Replikas und bestücken mit Objektträger für das REM

#### 4.9.2 Abformung für Scan (MU)

Eine weitere Abformung im Doppelmischverfahren erfolgte mit dem Vinylsiloxanether Identium Medium Soft<sup>14</sup> und Identium Light<sup>27</sup> als dünnfließende Komponente für den Scan der präparierten Zähne in Leipzig.

#### 4.10 Wasserlagerung

Alle 8 Zähne einer Gruppe wurden in ihren jeweiligen Behältern mit 0,5%iger Chloramin-T-Lösung<sup>15</sup> bei 37°C im Wärmeofen<sup>30</sup> gelagert.

#### 4.11 Replika II.

Nach der 3-wöchigen Lagerung im Wärmeschränk<sup>30</sup> bei konstanten 37°C wurde erneut eine Abformung der 8 Zähne einer Gruppe genommen. Diese Abformung erfolgte zweiphasig, mit dem Material Provil novo<sup>31</sup> als Knetmasse und Honigum Light<sup>32</sup> als fließfähige Komponente.

#### 4.12 Temperaturwechselbadbelastung

Im Folgenden wurden die Proben einer wechselnden thermischen Belastung zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt. Dazu wurden die Zähne von einem Thermocyclinggerät<sup>33</sup> in 2000 Tauchzyklen von einem Behälter in den anderen gehoben. Dies dauerte ca. 47 h, wobei die Tauchzeit im jeweiligen Bad 30 s betrug. Der Wechsel zwischen den Bädern dauerte 12 s.

#### 4.13 Replika III. nach TWB

Nach der Temperaturwechselbadbelastung wurden erneut Replikas der 8 Zähne je Gruppe angefertigt. Die Herstellung erfolgte wie unter 4.9.1 bereits ausführlich dargestellt.

#### 4.14 Belastung im Kausimulator über 3 Millionen Zyklen

##### 4.14.1 Herstellung der Halterung für den Kausimulator<sup>34</sup>

Um die Belastung der mit Veneers versorgten Zähne mit einem 45°-Antagonisten auf die Inzisalkante zu gewährleisten, musste erst eine entsprechende Halterung angefertigt werden. Diese bestand aus einem in Technovit<sup>35</sup> eingebetteten Sekundärteleskop (Metall), zu dem passgenau ein Primärteleskop aus Technovit<sup>35</sup> hergestellt wurde. (Abb.10)

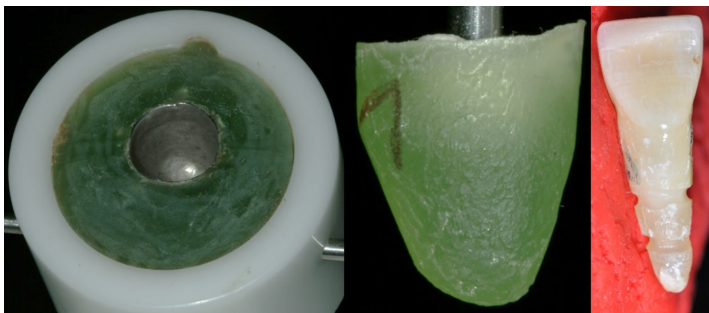


Abbildung 10: Metallkonus, passgenaue Technovit-Schale und verankerter Schneidezahn.

#### 4.14.2 *Vorbereitung der Proben für den Kausimulator<sup>34</sup>*

Die Zähne wurden nun mittels Adhäsivtechnik<sup>3,5,6</sup> in den aus Technovit<sup>35</sup> hergestellten Primärteleskopen befestigt. Dafür erhielten sie jeweils am unteren und mittleren Wurzel Drittel eine Rillenmarkierung um eine zusätzliche Retentionsverbesserung zu erzielen. Im Folgenden wurden die Zähne mit der Etch-and-Rinse-Technik und dem Adhäsivverfahren<sup>3,5,6</sup> mit Luxacore duo<sup>36</sup> wie folgt in das Primärteleskop eingebracht: Zuerst erfolgte die Konditionierung der Wurzeloberfläche bis 2 mm unterhalb der mittleren Rillenmarkierung mit 35%iger Phosphorsäure<sup>3</sup> für 30 s. Im Anschluss wurde die Säure mit dem Wasserspray gründlich entfernt. Danach wurde die Oberfläche vorsichtig getrocknet und der Primer<sup>5</sup> appliziert sowie die Überschüsse leicht verblasen. Auch das Adhäsiv<sup>6</sup> wurde dünn aufgetragen und für 30 s lichtgehärtet. Im gleichen Verfahren ohne Konditionierung wurde nun auch das Primärteleskop vorbereitet. Der Zahn musste mittels einer Positionierungshilfe (speziell für den Kausimulator<sup>34</sup>) so in der Halterung für den KS (Kausimulator) (Abb. 11) und das Primärteleskop befestigt werden, dass eine flächige Belastung mit 45°- Antagonisten auf der Inzisalkante (Abb. 12) nach labial gewährleistet war. Die Befestigung des vorbereiteten Zahnes in das Primärteleskop erfolgte mit einem dualhärtenden Kunststoff<sup>36</sup>. Die Okklusionskontrolle erfolgte mit einer Shimstock -Folie<sup>37</sup>, einseitig rot, um einen gleichmäßigen Kontakt zu gewährleisten. In eben dargestellter Art und Weise wurden alle 8 Zähne jeder Gruppe für den Kausimulator<sup>34</sup> vorbereitet.

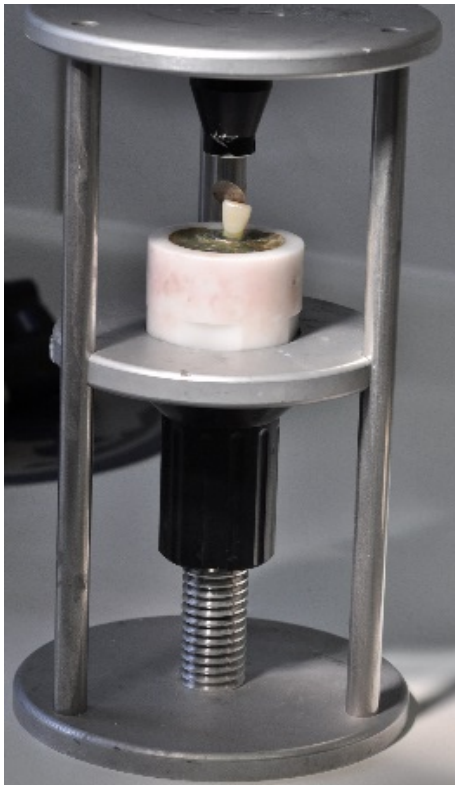


Abbildung 11:

Einrichtgerät zur identischen Positionierung  
der Schneidezähne für den Kausimulator.

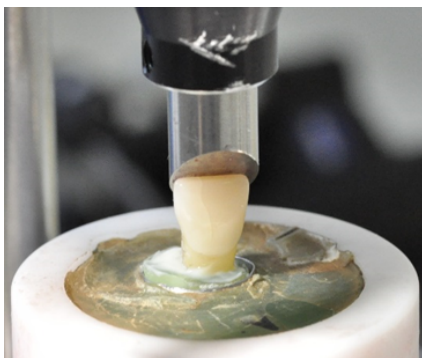


Abbildung 12:

Plane Flächen der Inzisalkante  
und des 45-Grad-Antagonisten in Kontakt.

#### 4.14.3 *Einbringen der Proben und Starten des Kausimulators*

Die in 4.14.2 vorbereiteten Halterungen mit den mit Veneers versorgten Zähnen wurden nun in die 8 Abteilungen des KS eingebracht und die 45°-Antagonisten unter erneuter Okklusionskontrolle positioniert. Die 8 Abteilungen wurden vollständig mit destilliertem Wasser gefüllt (Abb. 13). Der Kausimulator wurde folgendermaßen programmiert:

- 250 000 Zyklen mit 50 N Belastung
- 1,7 Hz
- Hubhöhe: 5 mm
- Dauer: ca. 1,7 Tage

Jede Gruppe à 8 Zähne wurde für 2 Mio. Zyklen mit 50N labial belastet, wobei nach jeweils 250.000 Zyklen eine Replika hergestellt wurde. Danach erfolgte eine Belastungssteigerung auf 100 N für 1 Millionen Zyklen, so dass eine Gesamtzyklenzahl von 3 Millionen Zyklen erreicht wurde.

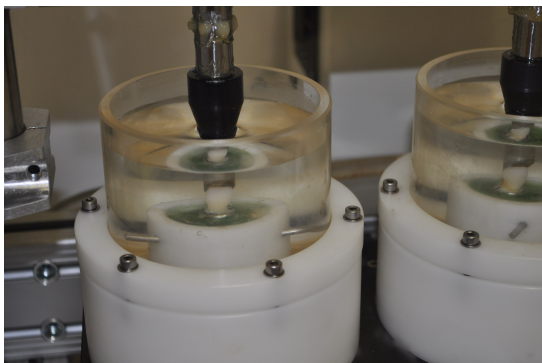


Abbildung 13: Einbringen der Proben in den Kausimulator

#### 4.14.4      *Replika IV. – XV.*

Um Veränderungen der Randqualität zwischen Zahn/Komposit und Komposit/Veneer, sowie später aufgetretene Craquellierung, Chipping oder Frakturen zurückverfolgen zu können, wurde nach jeweils 250.000 Zyklen von allen 8 Zähnen jeder Gruppe, wie in 4.9.1 ausführlich dargestellt, eine Replika hergestellt.

#### 4.14.5      *Analyse der Veneerflächen auf Craquellierung / Chipping*

Des Weiteren erfolgte nach je 250.000 Zyklen eine Kontrolle jedes mit einem Veneer versorgten Zahnes hinsichtlich Craquellierungen (Abb. 14) und Chipping, welche in einer Tabelle graphisch dargestellt wurde. Diese Analyse erfolgte zum Teil rein optisch und zum Teil unter einem Stereomikroskop.



Abbildung 14: Beispiel Ansicht Craquellierung

### **4.15 Analyse der Randqualität am Rasterelektronenmikroskop<sup>26</sup>**

Die Randqualitäten an den Grenzflächen Zahn und Befestigungskomposit<sup>19</sup>, Keramik und Befestigungskomposit<sup>19</sup> wurden anhand der Replikas im Rasterelektronenmikroskop<sup>26</sup> (REM) bei 200-facher Vergrößerung mit dem WinMess Verfahren untersucht. Die zu untersuchende Probenzahl setzte sich aus 120 Replikas pro Gruppe zusammen; 15 Replikas pro Zahn. Dies waren bei 10 Gruppen 1200 Replikas. Aufgrund der großen Anzahl der Replikas wurde mit der Analyse bei der Replika 15 – nach 3 Millionen KS – begonnen, um das Randverhalten nach maximaler Belastung beurteilen zu können. Bei der Beurteilung der Randqualitäten 1 bis 4 kamen die nach BLUNCK dargestellten und hier leicht modifizierten Kriterien zum Tragen [Blunck 1987]. In Tabelle 2 sind die verschiedenen Randqualitäten per Definition aufgelistet.



Die Randqualität wurde entlang der Gesamtausdehnung entsprechend der vier Zahnflächen segmentweise analysiert. Folgende Einteilungen wurden gewählt:

Fläche 1 : approximal rechts

Fläche 2 : zervikal

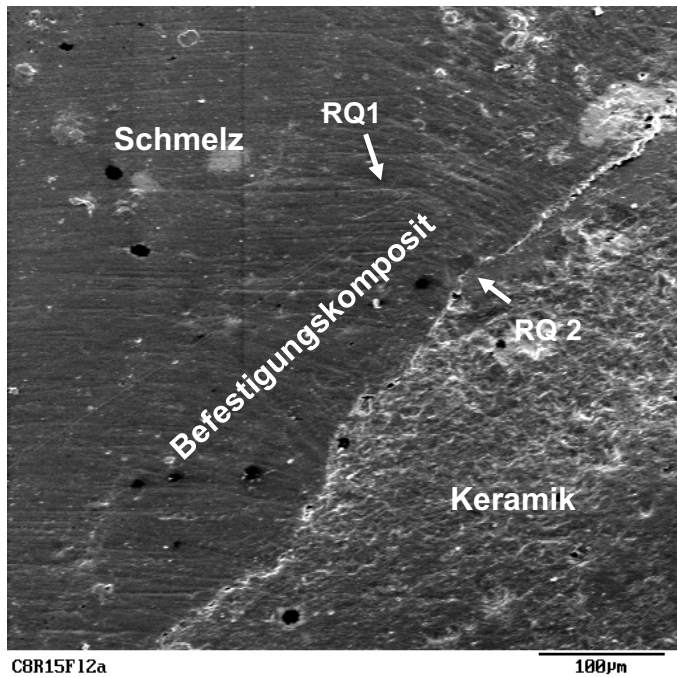
Fläche 3 : approximal links

Fläche 4 : palatinal / labial

So wurde jede Fläche auf das Randverhalten Zahn-Befestigungskomposit<sup>19</sup> und Keramik-Befestigungskomposit<sup>19</sup> untersucht und die Randqualität segmentiert bewertet. Die einzelnen REM-Bilder wurden digitalisiert auf einen PC übertragen. Mit Hilfe einer speziellen Software, WinMess, konnte jeder Abschnitt mit dem Cursor über eine gewünschte Teildistanz markiert und bewertet werden. Dieses Programm addierte die Strecken gleicher Randqualität und errechnete den prozentualen Anteil jedes Bewertungskriteriums am gesamten Rand.

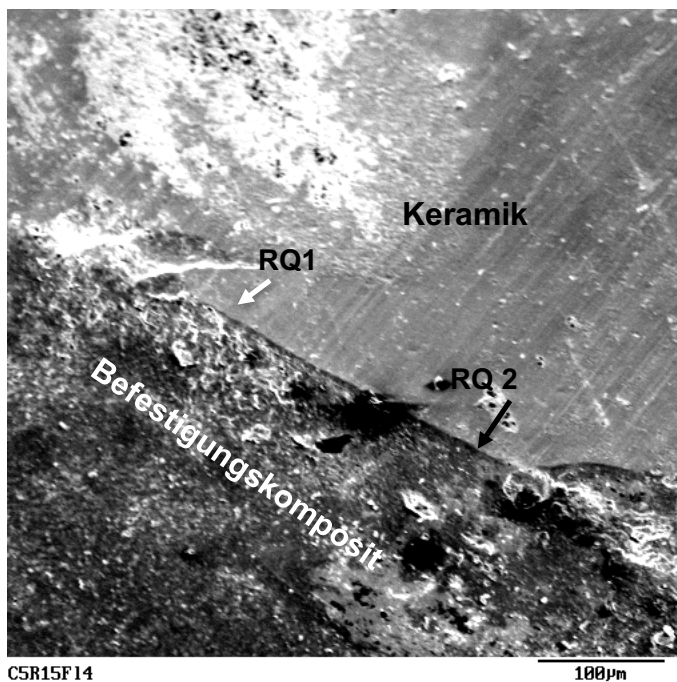
Tabelle 2: Kriterien für die Beurteilung der Randqualitäten im REM bei 200-facher Vergrößerung.

Rand-qualität	Definition
<b>RQ1</b>	Rand nicht oder kaum erkennbar keine oder geringe Randunregelmäßigkeiten kein Randspalt wird bezeichnet als Randqualität "kontinuierlicher Rand"
<b>RQ2</b>	kein Randspalt massive Randunregelmäßigkeiten
<b>RQ3</b>	Randspalt erkennbar (als "Haarriss", bis 2 µm) keine Randunregelmäßigkeiten
<b>RQ4</b>	massiver Randspalt (über 2 µm) mit geringen und/oder massiven Randunregelmäßigkeiten
	Unter dem Begriff "Randunregelmäßigkeiten" sind zusammengefasst: - Porositäten - Füllungsmaterialfrakturen - Aufwölbungen des Füllungsmaterials



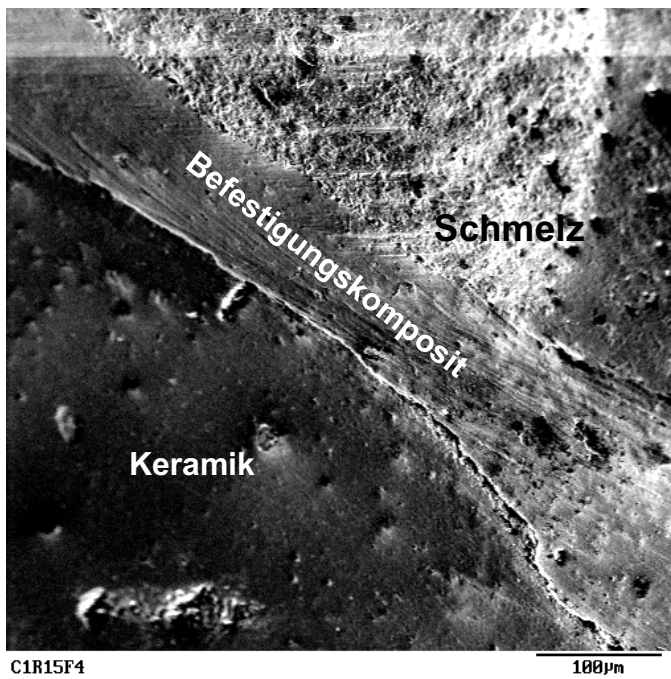
C8R15F12a

Abbildung 15: REM-Aufnahme nach 3 Mio. Zyklen der Randqualitäten 1 und 2 bei Originalvergrößerung: 200fach

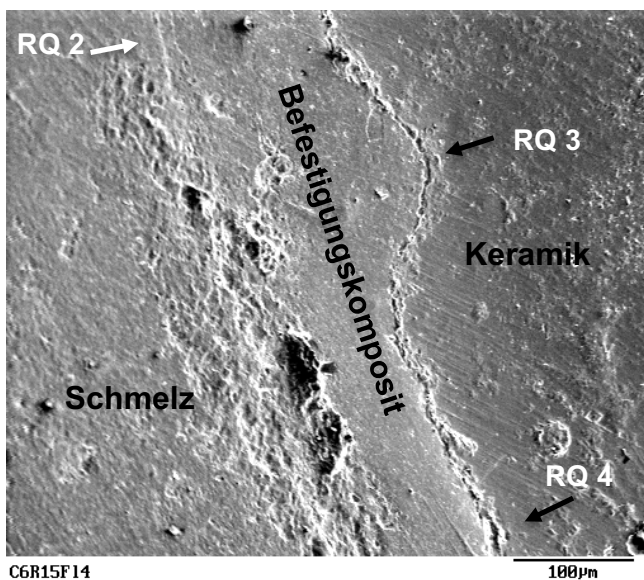


C5R15F14

Abbildung 16: REM-Aufnahme nach 3 Mio. Zyklen Keramik-Komposite der Randqualitäten 1 und 2 bei Originalvergrößerung: 200fach



C1R15F4  
Abbildung 17: REM-Aufnahme nach 3 Mio. Zyklen  
der Randqualitäten 3 bei  
Originalvergrößerung: 200fach



C6R15F14  
Abbildung 18: REM-Aufnahme nach 3 Mio Zyklen der  
Randqualitäten 4, 2 und 3 bei  
Originalvergrößerung: 200fach

## 5 Ergebnisse

Für die 10 Gruppen sind die Resultate der Randanalyse in Tabelle 3 mit Mittelwerten und Standardabweichung und in Abb. 19 und Abb. 20 in Form von Boxplot-Diagrammen zusammengestellt.

Tabelle 3: Ergebnisse der Randanalyse im REM für die Randqualitäten RQ1 "kontinuierlicher Rand" und "Randspalten" (RQ3 + RQ4) in Prozent der Gesamtrandlänge als Mittel-, Medianwert und Standardabweichung nach 2.000 TMW, 2 Mio. x 50 N und 1 Moi. X 100 N (Rand : 1 = Keramik, 2 = Zahnhartsubstanz ; St-Dev = Standardabweichung).

Gruppe	Rand		RQ 1	RQ 2	RQ 3	RQ 4	Spalt
Non-Präp dünn	1	Median	92,5	5,0	0,0	0,1	1,1
		Mittelwert	92,3	4,7	1,3	1,7	3,0
		St-Dev	5,4	3,8	2,1	3,5	3,9
	2	Median	90,2	4,4	0,0	0,0	0,8
		Mittelwert	92,2	5,3	1,2	1,3	2,5
		St-Dev	6,0	5,4	2,9	2,4	3,2
Non-Präp dick	1	Median	92,4	3,2	0,0	0,0	0,0
		Mittelwert	93,7	3,6	0,4	2,2	2,7
		St-Dev	5,2	3,7	0,9	4,1	4,3
	2	Median	92,5	3,8	0,0	0,0	0,3
		Mittelwert	93,8	3,5	1,4	1,2	2,6
		St-Dev	4,0	3,3	3,1	3,2	4,0
minimal-invasiv dünn	1	Median	90,1	1,5	0,0	0,7	0,7
		Mittelwert	89,6	7,0	0,0	3,5	3,5
		St-Dev	9,8	9,2	0,0	6,6	6,6
	2	Median	89,8	2,5	0,0	0,3	1,0
		Mittelwert	90,1	5,0	0,3	4,5	4,8
		St-Dev	8,9	6,6	0,6	7,2	7,1
minimal-invasiv dick	1	Median	95,5	4,3	0,0	0,0	0,0
		Mittelwert	91,7	4,9	0,6	2,8	3,5
		St-Dev	10,5	4,7	1,8	5,2	6,3
	2	Median	97,0	3,0	0,0	0,0	0,0
		Mittelwert	93,9	3,7	0,7	1,8	2,4
		St-Dev	8,1	3,9	1,5	4,2	4,4
semi-invasiv dünn	1	Median	95,1	0,3	0,0	0,4	1,2
		Mittelwert	82,0	2,7	0,2	15,1	15,3
		St-Dev	34,1	4,6	0,7	34,6	34,5
	2	Median	89,1	4,7	0,0	5,8	5,8
		Mittelwert	77,2	5,8	0,0	17,0	17,0
		St-Dev	32,4	6,7	0,0	33,9	33,9
semi-invasiv dick	1	Median	81,6	15,3	0,0	0,2	1,6
		Mittelwert	83,1	13,9	1,6	1,4	3,0
		St-Dev	14,2	11,8	2,4	3,0	3,4
	2	Median	87,8	6,1	0,0	0,2	0,2
		Mittelwert	85,7	11,0	2,4	0,9	3,3
		St-Dev	13,5	11,8	4,6	1,4	5,0

Gruppe	Rand		RQ 1	RQ 2	RQ 3	RQ 4	Spalt
invasiv dünn	1	Median	88,5	0,2	0,0	6,2	6,2
		Mittelwert	68,9	2,6	0,0	28,5	28,5
		St-Dev	43,1	3,6	0,1	44,4	44,4
	2	Median	90,3	0,3	0,0	6,3	6,6
		Mittelwert	68,9	2,7	0,7	27,7	28,4
		St-Dev	43,2	4,3	2,0	44,7	44,4
invasiv dick	1	Median	95,0	0,2	0,0	0,0	0,0
		Mittelwert	83,8	2,8	0,1	13,3	13,3
		St-Dev	34,1	4,4	0,3	35,1	35,1
	2	Median	97,1	1,0	0,0	0,0	0,0
		Mittelwert	84,9	1,5	0,0	13,7	13,7
		St-Dev	34,4	1,7	0,0	35,0	35,0
KI-III- Füllung dünn	1	Median	94,7	1,9	0,0	2,0	2,9
		Mittelwert	91,6	2,4	1,2	4,8	6,0
		St-Dev	8,4	2,1	3,4	7,1	7,0
	2	Median	94,6	0,0	0,0	0,2	4,9
		Mittelwert	90,0	1,1	2,6	6,3	8,9
		St-Dev	12,3	2,6	5,9	10,3	10,2
KI-III- Füllung dick	1	Median	94,4	3,2	0,0	2,6	3,1
		Mittelwert	80,5	4,9	0,1	14,5	14,6
		St-Dev	33,6	6,7	0,3	34,6	34,6
	2	Median	89,7	4,6	0,0	3,2	4,2
		Mittelwert	78,0	5,6	1,7	14,7	16,4
		St-Dev	32,2	5,3	2,7	34,5	34,0

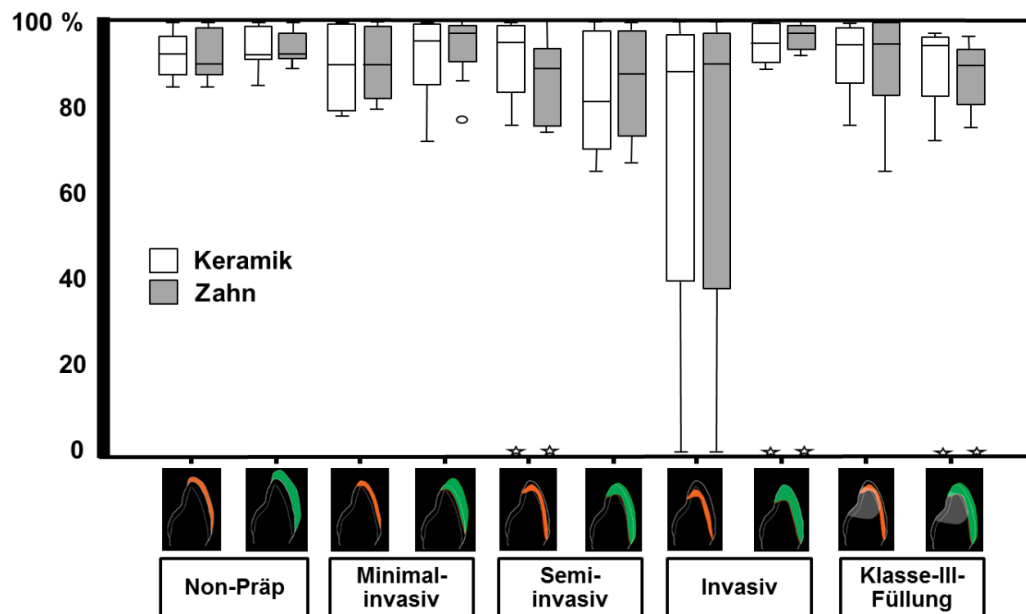


Abbildung 19: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Randanalyse im REM bei 200-facher Vergrößerung als Boxplots für die Randqualität „kontinuierlicher Rand“ in Prozent der Gesamtrandlänge der Veneers.

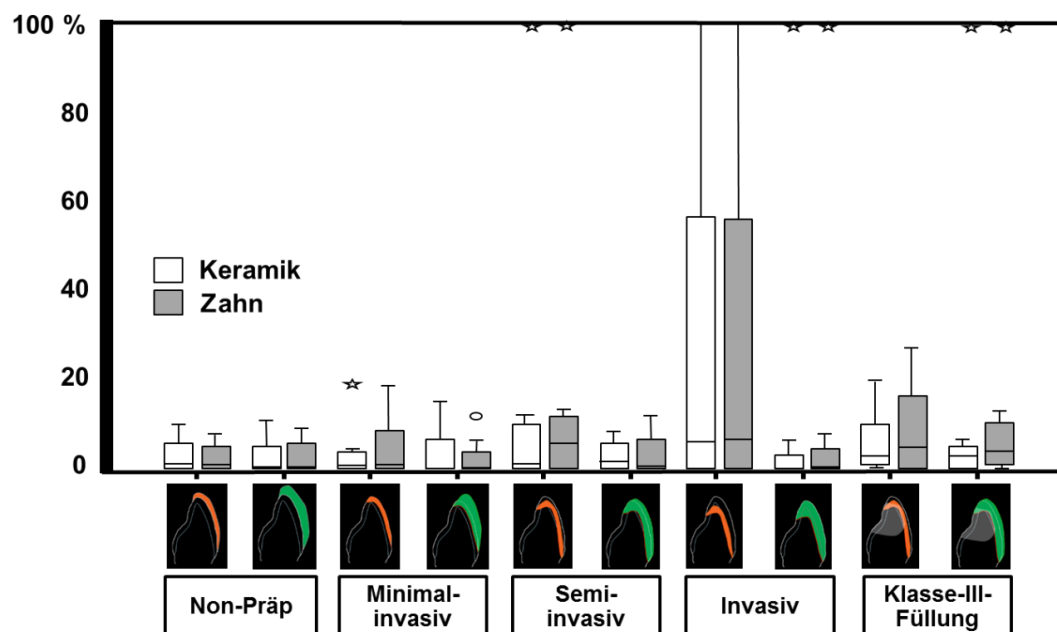


Abbildung 20: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Randanalyse im REM bei 200-facher Vergrößerung nach 2 Millionen zyklischen Belastungen von 50 N und als Boxplots für die Randqualität „Randspalten“ (Summe der Randqualitäten RQ3 + RQ4 in Tab. 1) in Prozent der Gesamtlänge der Veneers.

### **5.1 Randanalyse Gruppe 1-10**











Nach Abschluss der Belastung im Kausimulator wurden die einzelnen Proben im Rasterelektronenmikroskop bei 200-facher Vergrößerung mit dem WinMess-Verfahren auf Ihre Randqualität untersucht.

Aufgrund der großen Anzahl von Replikas wurde das Randverhalten nach maximaler Belastung (3 Millionen Zyklen) beurteilt. Das WinMess Verfahren addiert die Strecken gleicher Randqualität und errechnet den prozentualen Anteil jedes Bewertungskriteriums am gesamten Rand. Die Ergebnisse für die gesamten Restaurationsränder können insofern zusammengefasst werden, als dass die Resultate der Randanalyse für die jeweils zervikalen Abschnitte mit Anteilen im Schmelz (Gruppe 1 bis 4) und im Dentin (Gruppe 5 bis 10) statistisch nicht signifikant unterschiedlich waren. Die Randanalyse ergab bei allen Gruppen weder am Übergang Keramik/Befestigungskomposit noch am Übergang von Schmelz/Dentin mit Medianwerten zwischen 95% und 82% der Randqualität „kontinuierlicher Rand“ keine statistisch signifikanten Unterschiede ( $p > 0.05$ ). Eine Zusammenstellung der Resultate der Randanalyse für die 10 Gruppen ist in Tabelle 2 mit Mittelwerten und Standardabweichung und in Abb. 19 und 20 als Boxplot-Diagramme dargestellt.

### **5.2 Craquellierung, Chipping, Frakturen**

Nach je 250.000 Zyklen im Kausimulator wurden alle Proben einer teils rein optischen, teils unter Zuhilfenahme eines Stereomikroskops durchgeführten Analyse bezüglich Craquellierungen, Chippings oder Frakturen unterzogen. An 38 von 80 Veneers wurden insgesamt 22 Craquellierungen, 11 Chippings, 4 partielle und 4 totale Frakturen gefunden. In der Tabelle 4 ist die Verteilung der Ereignisse zu den verschiedenen Zeitpunkten dargestellt.

Tabelle 4: Verteilung der Veränderungen in und an der Keramik (Craquellierung, Chipping, partielle / totale Frakturen)

<b>Craquellierungen</b>	1 T4	1 T13	2 T4 1 T6 1 T13	1 T5	2 T4	1 T13	2 T4 1 T8	2 T5 1 T6	2 T4 1 T13	1 T4 1 T5 1 T13
<b>Chipping</b>	1 T12 1 T13		1 T12 1 T14	1 T5	1 T5 1 T6 2 T10				1 T14	T11 3
<b>partielle Fraktur</b>		1 T13					1 T4 1 T7 1 T11			
<b>totale Fraktur</b>					1 T11		1 T5 1 T11	1 T5		
<b>Summe</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>6</b>	<b>2</b>	<b>7</b>	<b>1</b>	<b>8</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>4</b>
										
	<b>Non-Präp</b>		<b>Minimal-invasiv</b>		<b>Semi-invasiv</b>		<b>Invasiv</b>		<b>Klasse-III-Füllung</b>	

T1 nach Eingliederung

T2 nach WL (21 Tage in 37°C)

T3 nach TWB (2.000 Zyklen 5°C - 55°C)

T4 nach 250.000 Zyklen ML (50 N)

T5 bis T11 nach je 250.000 Zyklen ML (50 N)

T12 bis T15 nach je 250.000 Zyklen ML (100 N)

Um ein Ranking berechnen zu können, wurden die verschiedenen Veränderungen (Craquellierungen, Chippings, partielle und totale Frakturen) an und in der Keramik mit Faktoren (Tabelle 5) bezüglich Schweregrad und Zeitpunkt des Ereignisses umgerechnet (Tabelle 6).



Tabelle 5: Zusammenstellung der verschiedenen Faktoren für die statistische Auswertung der Veränderungen in und an der Keramik (Craquelierung, Chipping, partielle und totale Frakturen).

	kein Defekt	Chipping	Craquelierung	partielle Fraktur	totale Fraktur
Faktor	0	2	3	5	6












  

	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	T13	T14	T15
Zeitfaktor A	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
Zeitfaktor B	14	12	12	11	11	8	8	6	6	3	2	1	1
Zeitfaktor C	9	8	7	7	6	6	5	5	4	3	2	1	1
Zeitfaktor D	16	15	15	14	14	12	12	10	10	8	6	4	2

Tabelle 6: Ergebnisse der Umrechnung der Ereignisse mit den Faktoren der Tabelle 3 für die statistische Auswertung der Veränderungen in und an der Keramik (Craquelierung, Chipping, partielle und totale Frakturen).

Zeitfaktor A	230	42	533	330	1015	12	1612	770	541	368
Zeitfaktor B	223	28	535	345	1010	8	1642	804	556	372
Zeitfaktor C	161	28	377	235	730	8	1153	550	380	258
Zeitfaktor D	372	84	854	535	1719	24	2652	1254	838	580

										
Non-Präp	Minimal-invasiv	Semi-invasiv	Invasiv	Klasse-III-Füllung						

Vier verschiedene Zusammenstellungen von Zeitfaktoren wurden hier für die Berechnung herangezogen. Die Gruppen waren, wie bereits im Abschnitt Material und Methoden dargelegt, nach Präparationsform eingeteilt (Abb. 21):

- Non-Präp (NP)
- Minimal-invasiv (MI)
- Semi-invasiv (SI)
- Invasiv (I)
- Gruppe C mit jeweils zwei approximalen Klasse-III-Kompositfüllungen

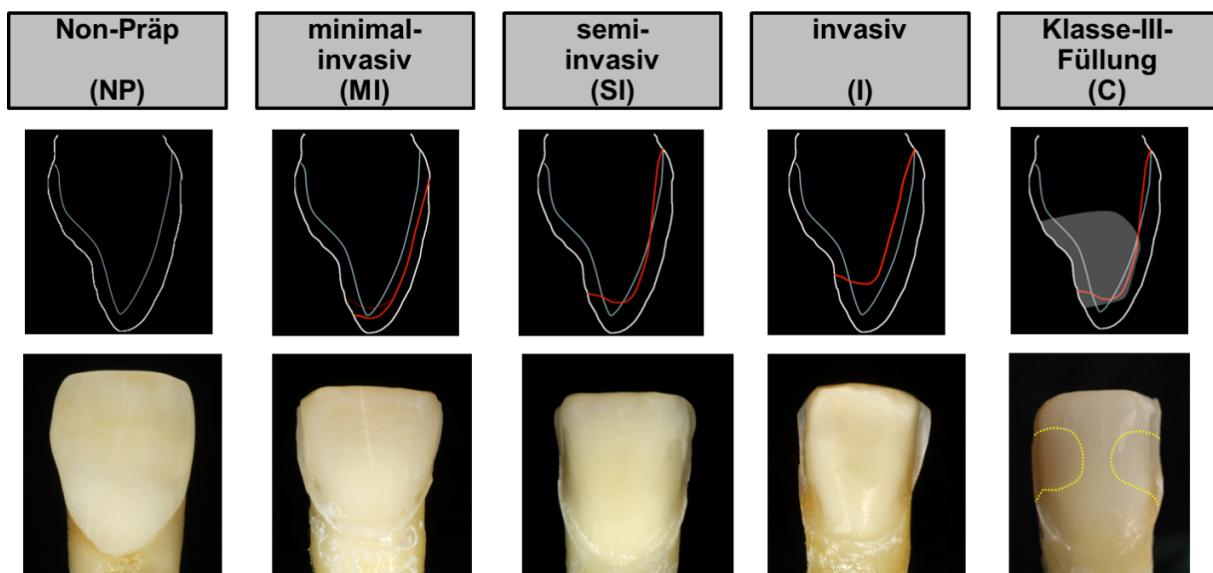


Abbildung 21: Darstellung der fünf verschiedenen Präparationsformen an einem oberen mittleren Schneidezahn

und nach Schichtstärken der Keramik (Abb.22):

- L1 = 0,2 mm bis 0,5 mm
- L2 = 0,5 mm bis 1,2 mm.

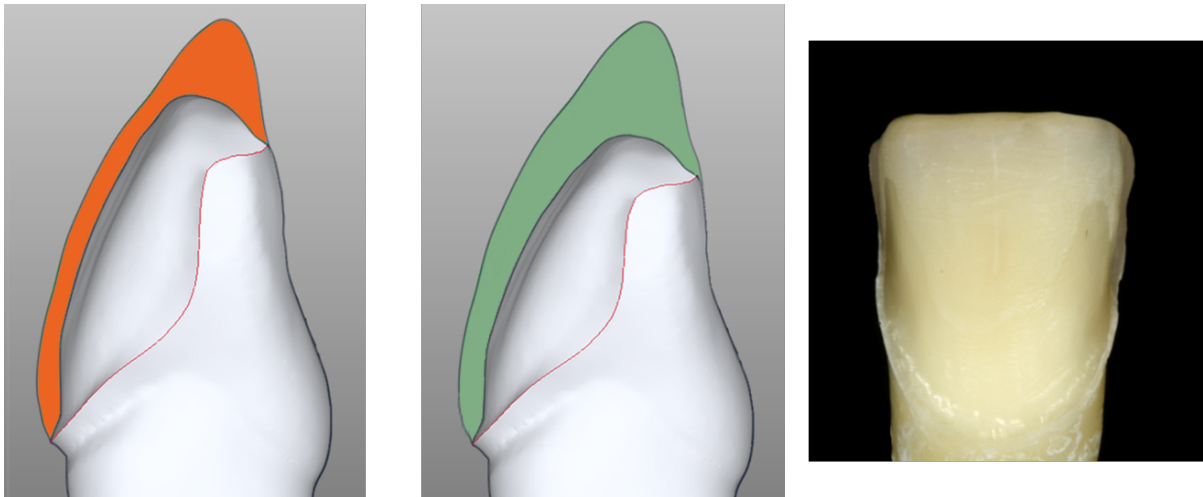


Abbildung 22: Darstellung der beiden unterschiedlichen Keramikschichtstärken der im zahntechnischen Labor hergestellten Veneers

Es wurde ein statistisches Ranking, der Mann-Whitney-Test ( $p < 0.05$ ) bezüglich der Frakturgefährdung angewendet. Dies ergab für die Gruppen IL1, SIL1, MIL1, IL2, CL1 und CL2, sowie für die Gruppen MIL2, NPL1, NPL2 und SIL2 als auch für die Gruppen IL2, CL1, CL2, MIL2, NPL1, NPL2 und SIL2 keine statistisch signifikanten ( $p > 0,05$ ) Unterschiede. Somit ergibt sich, dass die höchsten Anteile an Ereignissen in und an der Keramik zum einen bei der Gruppe „Invasive Präparation“ mit beiden Keramikschichtstärken und zum anderen bei der Gruppe „Semi-invasive Präparation“ bei dünnen Veneers auftraten.

## 6 Diskussion

### 6.1 Diskussion von Material und Methode

#### 6.1.1 *Auswahl der Materialien*

##### 6.1.1.1 *Zahnauswahl*

Für diese Studie wurden kariesfreie, extrahierte, menschliche, mittlere Inzisivi der zweiten Dentition verwendet. Um Größenunterschiede zu minimieren erfolgte eine Vermessung der Zahnkrone sowie der Zahnwurzel in Breite und Länge aller Zähne. Es wurden Zähne gewählt, deren Größe im Mittel 10 mm in Länge und 8 mm in der Breite betrugen. Danach erfolgte die Einteilung der Zähne in 10 Gruppen à 8 Zähne. Die Lagerung der Prü fzähne erfolgte in 0,5-%iger Chloramin-T-Lösung. Die Entscheidung für dieses Lagerungsmedium fiel in Anlehnung an vorangegangene Studien [18, 93, 107]. Es reduziert das Infektionsrisiko, ohne dabei die Struktur der Zähne zu beeinflussen [47, 89] und verhindert ein Austrocknen der Zahnhartsubstanz. Studien belegen, dass die Dauer der Lagerung die Haftkraft eines Adhäsivsystems nicht beeinflusst [76, 147].

##### 6.1.1.2 *Befestigungskomposite*

Je nach Präferenz kann die Viskosität von Befestigungskompositen frei gewählt werden. In der vorliegenden Studie wurde Variolink Veneer +3 verwendet. Dies ist ein rein lichthärtendes, mittelvisköses Befestigungskomposit mit geringer Abrasion, hoher Transluzenz und guter Polierbarkeit. Der vollständige Verzicht auf ein Amin führt zu einer langfristig hohen Farbstabilität. Variolink Veneer wird in 7 Farben angeboten, von +3 High Value (Weiß, opake Bleachingfarbe) über 0 Medium Value (transparent) bis -3 Low Value (warme, gelb-rote Einfärbung). Für diese Studie wurde bewusst High Value +3 gewählt um die Restaurationsränder besser ausarbeiten und beurteilen zu können. Studien haben gezeigt, dass eine optimale Überschussentfernung nach einer Anpolymerisation durch ein Lichtgerät mit  $1250 \text{ mW/cm}^2$  aus circa 5 cm Abstand erzielt wird, da das Material dann eine wachsähnliche Konsistenz aufweist [35]. Abschließend bleibt festzuhalten, dass dem Vorteil der leichten widerstandsfreien Positionierung des Veneers der Nachteil des nötigen Fixierens des Veneers während der Polymerisation, da dies sonst auf dem Flüssigkeitsfilm gleiten würde, gegenübersteht. Die Vor- und Nachteile der verschiedenen Befestigungskomposite wurden in der Literaturübersicht bereits dargelegt.

#### 6.1.1.2.1 Polymerisation

Variolink Veneer ist ein rein lichthärtendes Befestigungskomposit. Da Veneers eine dünne Materialstärke aufweisen, ist eine ausreichende Polymerisation auch bei reiner Lichtaktivierung gewährleistet. Es sollte trotzdem auf ein ausreichend lichtstarkes Polymerisationsgerät geachtet werden ( $\text{min } 800 \text{ mW/cm}^2$ ) [61]. In der vorliegenden Studie wurde die Lichthärtung mit einem Lichtgerät mit einer Leistung von  $1250 \text{ mW/cm}^2$  durchgeführt.

#### 6.1.1.3 *Keramische Restaurationsmaterialien*

Keramikschalen sollten möglichst eine gleichmäßige Schichtstärke aufweisen. Abrupte Änderungen oder zu große Unterschiede in der Materialstärke sind zu vermeiden. Dentalkeramiken sind spröde Materialien, welche auf Zugspannung wenig belastbar reagieren und empfindlich gegenüber Spannungsspitzen auf der Innenfläche sind. Deshalb führen nicht abgerundete Präparation zu einer deutlich erhöhten Spannung [6]. In dieser Studie fand die leuzithaltige Feldspatkeramik IPS-InLine von Ivoclar Vivadent für die konventionelle Schichttechnik Anwendung. Auch wenn eine umfangreiche Literatur vorhanden ist, bleiben dennoch viele Fragen unbeantwortet, ob zum Beispiel Presskeramiken stabiler als geschichtete Keramiken sind. Da das Versagen der Keramik das größte Risiko darstellt, sollte wenn möglich für alle Veneerversorgungen das hochtransluzente Lithiumdisilikat verwendet werden, da es die größere mechanische Belastbarkeit aufweist [61].

#### 6.1.2 *Auswahl der Methodik*

##### 6.1.2.1 *Veneerpräparation*

In dieser Studie wurden vier verschiedene Präparationsformen: Non-Präp, minimalinvasiv, semiinvasiv und invasiv gewählt, um einerseits eine klinische Relevanz zu erreichen und um andererseits die Auswirkung unterschiedlicher labialer Reduktion der Zahnhartsubstanz beurteilen zu können.

Da diesbezüglich die Meinungen seit jeher auseinandergehen, wurden in dieser Studie alle vier Möglichkeiten abgedeckt. Es wird allerdings ersichtlich, dass der Trend wieder zu einer minimalinvasiven Präparation geht. Viele Autoren waren schon immer der Auffassung, dass es wichtig ist, Schmelz weitestgehend zu erhalten [32, 46, 204]. Weiterhin ging es um die Frage der Präparationstiefe und Keramikschichtdicke. Um alle Facetten der klinischen Situation abzudecken, wurden in dieser Studie alle vier Präparationsformen mit jeweils dicken Veneers

(0,5 mm – 1,2 mm) und dünnen Veneers (0,2 mm – 0,5 mm) versorgt. Veneers, die dünner sind als 0,2 mm, sind im Labor und in der Praxis kaum sicher zu handhaben. Wohingegen Veneers, die dicker sind als 1,2 mm bereits im Bereich des Substanzabtrags von Kronen liegen und mit einer fast vollständigen Dentinexposition einhergehen.

Auch die Schmelzdicke eines Zahnes variiert. Sie nimmt nach zervikal hin ab und läuft an der Schmelz-Zement-Grenze dünn aus. Darüber hinaus spielt auch der Abnutzungsgrad der Schmelzkappen, also auch der Altersaspekt eine Rolle. Die Gefahr der ungewollten Dentinexposition besteht vor allem im zervikalen und zerviko-lateralen Bereich [57]. Studien haben gezeigt, dass Veneers eine höhere Überlebensrate aufweisen, wenn die zervikale Präparation vollständig im Schmelz liegt [36]. Allen Situationen gemein ist, dass es das Ziel sein sollte, eine möglichst gleichmäßige Keramikdicke in Bezug auf die Endsituation zu erreichen. Hinsichtlich der inzisalen Präparation wurde in dieser Studie eine nach palatinal-inzisal abfallende Kürzung um 1,5 mm mit palatinal leichter Kehle gewählt [125, 134, 159]. Durch die leicht nach palatinal abfallende Kürzung ist eine sichere Positionierung bei der Befestigung und ein verbesserter Halt des Provisoriums gegeben.

Eine weitere Fragestellung dieser Studie umfasst den Umgang mit bestehenden Kompositfüllungen, auf welchen im Zuge einer klassischen Veneerpräparation die Präparationsgrenze zu liegen käme. In einer weiteren Gruppe wurden daher alle Zähne jeweils mit zwei Klasse-III-Füllungen versehen. Es sollte geklärt werden, ob diese bestehenden Kompositfüllungen mit eingefasst werden müssen oder nicht.

Es konnte in klinischen Studien bisher gezeigt werden, dass die Misserfolgsrate höher war, wenn die Präparationsgrenze in einer bestehenden Kompositfüllung lag [43, 44]. Werden jedoch vorhandene Füllungen vollständig eingefasst, resultiert eine meist sehr extendierte Präparation, die der einer Kronenstumpf-Präparation sehr nahekommt. Eine Alternative besteht darin, die Veneerpräparation in den Füllungen enden zu lassen. Diese setzt allerdings eine Erneuerung aller auch intakter Füllungen voraus. Dass diese Alternative der Kompletteinfassung vorzuziehen ist, belegen langjährige klinische Resultate [61]. Letztendlich ist festzuhalten, dass die Veneerpräparation je nach Indikation den Gegebenheiten angepasst werden sollte.

#### 6.1.2.2 *Befestigung*

Eine korrekte adhäsive Befestigung bedingt maßgeblich den klinischen Erfolg der Keramikrestauration. Dabei steht vor allem die Kontaminationskontrolle während der Befestigung im Mittelpunkt, wobei es unerheblich scheint, wie diese erreicht wird, da es kaum Studien über den Einfluss von Kofferdam auf den klinischen Erfolg gibt [44]. Ein weiterer Punkt auf den bereits in der Literaturübersicht hingewiesen wurde, ist die Techniksensitivität der Materialien. Dies betrifft die Adhäsivsysteme für die Zahnhartsubstanz ebenso wie die Adhäsivsysteme für die keramischen Restaurationen. Auch die physikalischen und chemischen Eigenschaften des Befestigungskomposits sind entscheidend für einen dauerhaften Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik.

#### 6.1.2.3 *Ausarbeitung und Politur*

Um eine genaue Analyse der Ränder durchführen zu können, erfolgte eine sorgfältige Ausarbeitung und Politur der Veneerränder unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille (Zeiss Vergrößerung: 3,6x350). Des Weiteren wurde Variolink Veneer +3 weiß- opak gewählt, um eine bessere visuelle Kontrolle während der Ausarbeitung zu gewährleisten. Durch ein zunächst nur kurzzeitiges Lichthärten des Befestigungskomposits wird zum einen eine bessere Überschussentfernung möglich, da dieser eine wachsähnliche Konsistenz erhält und zum anderen wird der Schrumpfstress deutlich reduziert [41, 202]. Weiterhin wird dadurch auch die Gefahr der Bildung von Unterschüssen verringert. Im Anschluss erfolgten die vollständige Aushärtung und die sorgfältige Politur.

Das Ziel jeder Politur ist es, eine Oberflächenveredelung zu erreichen und somit den ästhetischen Wert zu steigern. Weiterhin senkt es die Wahrscheinlichkeit der Plaqueakkumulation und der Entstehung von Sekundärkaries und parodontalen Erkrankungen [212].

#### 6.1.2.4 *Wasserlagerung*

Vor der Temperaturwechselbadbelastung wurden die Proben für 21 Tage bei 37°C in Wasser gelagert, um Übergangsphänomene zwischen hygroskopischer Expansion und technischer Expansion auszuschließen [173]. Die Dauer von 21 Tagen gewährleistet die vollständige Wasseraufnahme zur hygroskopischen Expansion. Dadurch kann der schrumpfstressbedingte Volumenverlust des Kompositmaterials teilweise kompensiert und demzufolge der Polymerisationsstress gemindert werden [55, 111, 205].

#### 6.1.2.5 *Thermische Wechselbadbelastung*

Zahnärztliche Werkstoffe unterliegen durch die Nahrungsaufnahme erheblichen Temperaturschwankungen (0°C – 67°C) im Mund des Patienten [131, 155]. Demzufolge kommt es zu Spannungen an der Grenzfläche von Restauration und Zahnhartsubstanz, bedingt durch die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz, Komposit und Keramik. Dies kann mit einem Verlust der Randintegrität einhergehen [118, 175]. Um diesen Prozess in vitro nachzuempfinden, werden die Proben einer thermischen Wechselbadbelastung unterzogen. In 2000 Zyklen wurden die Zähne aller Gruppen einem Temperaturwechsel von 5°C auf 55°C mit einer Haltezeit von 30 Sekunden pro Bad unterzogen. Das Prinzip der thermischen Wechselbadbelastung ist vor allem im Bereich der direkten und indirekten Restaurationstechnik etabliert, um die Dauerhaftigkeit der Adhäsion im Schmelz und im Dentin zu überprüfen [62, 113, 206].

#### 6.1.2.6 *Kausimulator*

Die Zähne aller Gruppen wurden im Kausimulator (Willytec Kausimulator, SD Mechatronik GmbH, D-83620 Feldkirchen-Westerham) an der Inzisalkante der Veneers im 45°-Winkel für 2 Millionen Zyklen bei 50 N belastet. Nach jeweils 250.000 Zyklen wurden Replikas genommen und es erfolgte eine visuelle Kontrolle der Proben auf Chipping, Craquellierung und Frakturen. Es zeigte sich bereits während der Vorversuche zu dieser Studie, dass selbst nach 2 Millionen Zyklen bei 50 N keine deutlichen Änderungen im Randbereich erkennbar waren. Daher entschieden wir uns, die Proben für eine weitere Million Zyklen bei 100 N zu belasten. Die Proben wurden also nicht nur bis zur totalen Fraktur belastet, sondern es wurden auch die subkritischen Belastungsmuster, wie sie in der Mundhöhle vorkommen, berücksichtigt [2, 9, 27, 54, 105, 152, 196].

#### 6.1.2.7 *Analyse der Randflächen im Rasterelektronenmikroskop*

Die segmentweise Beurteilung der Randbereiche in 200-facher Vergrößerung und die morphologische Einteilung anhand definierter Bewertungskriterien erlaubt eine genaue Objektivierbarkeit und Quantifizierbarkeit der Ergebnisse [179]. Dies bedurfte der Herstellung von detailgetreuen Replikas, was aufgrund des guten Fließverhaltens der Silikonabformasse und des Epoxidharzes gewährleistet war. Dadurch ist es möglich, eine reproduzierbare und präzise Bewertung der Randqualität zu erzielen. Da eine differenzierte Bewertung der Randqualität nach jedem Prüfzyklus im Rasterelektronenmikroskop möglich ist, können Vergleichsstudien durchgeführt werden [179, 189, 208]. Die quantitative Randanalyse im



Rasterelektronenmikroskop erlaubt ein hohes Maß an Objektivität durch die segmentweise Beurteilung bei 200-facher Vergrößerung und der gleichzeitigen Zuordnung von zuvor definierten Bewertungskriterien [179]. Bei der Beurteilung der Randqualitäten 1 bis 4 kamen die nach BLUNCK dargestellten, hier leicht modifizierten Kriterien zum Tragen [12]. Um eine möglichst identische Beurteilung der Randqualitäten zu gewährleisten, erfolgte eine Kalibrierung zwischen OA Dr. U. Blunck und der Untersuchenden. Die Untersuchung der Replikas wurde in chronologischer Reihenfolge durchgeführt, so dass eine Gruppenzuordnung während der Analyse nicht möglich war. Die Übergänge zwischen den Randqualitäten 1 und 2 sind klinisch nicht relevant und demnach ist die modifizierte Einteilung sinnvoll [12]. Der Begriff „Randspalt“ steht für das Versagen des adhäsiven Verbundes zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz bzw. zwischen Befestigungskomposit und Keramik. Somit ist hier auch die Zusammenfassung der Randqualitäten 3 bis 4 naheliegend. Für die statistische Auswertung wurden die Randqualitäten 1 und 2 zur Note „1“ zusammengefasst, da diese als klinischer Erfolg des adhäsiven Verbundes zu bewerten ist. Somit ist aufgrund der vorher definierten Randqualitäten nach BLUNCK ein Ausschluss eines Randspaltes gegeben. Die Randqualitäten 3 bis 4 wurden zur Note „Spalt“ zusammengefasst

#### *6.1.2.8 Statistische Auswertung*

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem SPSS-Software-Paket (SPSS GmbH Software D-80538 München Germany). Da keine Normverteilung der Daten vorlag, wurde die statistische Analyse mit dem non-parametrischen Kruskal-Wallis-Test durchgeführt [174, 182]. Zur Verifizierung von signifikanten Unterschieden wurde die Analyse nach BONFERRONI angewandt. Bei allen Tests wurde das Signifikanzniveau auf  $p < 0,05$  festgelegt.

## 6.2 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der Studie war es, den Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen mit unterschiedlicher Invasivität und zwei verschiedenen Veneerstärken sowie präexistenter Kompositrestaurationen der Klasse III zu untersuchen. Es handelt sich hierbei erst um die zweite Studie in der Literatur, in der verschiedene Parameter bei Keramikveneers durch thermische Wechselbadbelastung evaluiert wurden [171]. Die meisten systematischen Laborstudien zu Veneers belasten maximal bis zur Fraktur, ohne die subkritischen Belastungsmuster, wie sie in der Mundhöhle auftreten, zu berücksichtigen [2, 9, 27, 54, 105, 152, 194]. Dort sind es auch eher wiederholte unterschwellige Belastungen. Diese führen zur Degradation sowohl im Verbund Zahn-Komposit-Restauration als auch im Sinne von Biokorrosion in der Keramik. Trotz Innovationen in der Adhäsivtechnik wird die Adhäsion im Dentin im Gegensatz zur klinisch unkritischen Schmelzhaftung als potenzielle Schwachstelle eingeschätzt [62, 113, 206].

Dies führt zur ersten Fragestellung dieser Studie bezüglich des Einflusses des Dentinanteils der Klebefläche auf die Haftung der Veneers. Durch alle bislang bekannten Biodegradationsmechanismen im Dentin-Komposit-Verbund liegt die Annahme nahe, dass ein größerer Dentinanteil mit einem höheren Risiko für Frakturen und Delaminationen einhergeht [194, 206]. Die Resultate dieser Studie zeigen, dass nach mehreren Millionen Zyklen (Tab. 3) die oben postulierte Annahme bezüglich des Frakturverhaltens nur für dünne Veneers zutrifft - bei dickeren Keramikverblendschalen hat die größere Dentinexposition keinen negativen Einfluss. Es kann klinisch vorkommen, dass zum Beispiel bei Stellungskorrekturen eine zu dünne Keramik bei großem Dentinanteil gewählt werden muss. Hierbei besteht laut dieser Studie ein erhöhtes Frakturrisiko. Eine größere relative Dentinfläche hat also bei dünnen Veneers durchaus Nachteile. Die Auswertung der Randanalysen haben allerdings keine signifikanten Unterschiede der evaluierten Randkriterien zwischen dem Randverhalten im Schmelz und dem im Dentin gefunden.

Immer mehr Studien beschäftigen sich im Rahmen der Kausimulation mit Hilfe thermischer Wechselbadbelastung mittlerweile auch mit Frakturmustern [27, 172]. In der vorliegenden Studie ist es gelungen, mit der gewählten In-vitro-Belastung klinisch relevante Frakturen, Chippings und Risse zu erzeugen. Dies unterstreicht die klinische Relevanz der Ergebnisse. Des Weiteren wurde versucht, das Datenmaterial aus der visuellen Inspektion der Veneers in ein Ranking umzuformulieren. Die verschiedenen Veränderungen (Craquellierung / Chippings /

partielle / totale Frakturen) wurden mit Faktoren für Schweregrad und Zeitpunkt des Auftretens für die Berechnung eines Rankings umgerechnet. Dabei wurden vier Zusammenstellungen verschiedener Zeitfaktoren für die Berechnung gewählt, um ein statistisch aussagekräftiges Ranking der unterschiedlichen Testgruppen berechnen zu können. Wie in der Tabelle 5 (Kap. 5.2) dargestellt, wurde eine Gewichtung der Kriterien Chipping, Craquellierungen, Teilfrakturen und Totalfrakturen im Verhältnis 1:2:4:5 vorgenommen, um den Schweregrad der Veränderung zu berücksichtigen. Die Craquellierung wurde dabei höher bewertet als das Chipping, da es als Vorstufe zu einer Teilfraktur oder gar Totalfraktur angesehen wurde, während ein Chipping zwar einen Teilverlust der keramischen Masse darstellt, aber die Stabilität der restlichen keramischen Masse nicht zwangsläufig beeinträchtigt.

Weitere unterschiedliche Gewichtungen für die Berechnungen wurden herangezogen bezüglich des Zeitpunktes, wann das Ereignis eintrat. Je früher bereits Veränderungen festzustellen waren, desto höher wurden die vier Zeitfaktoren angesetzt. Dabei unterscheiden sich die vier Zeitfaktoren in verschiedener Ausprägung der Wertigkeit zwischen frühen und späten Ereignissen.

Eine weitere Problemstellung beschäftigt sich mit präexistenten Kompositfüllungen an den zu präparierenden Zähnen. Aus einigen Studien zur Kompositreparatur und aus den Studien zur so genannten „proximal box elevation“ ist bekannt, dass Befestigungskomposite nach entsprechender Vorbehandlung auch auf vorhandenen Kompositfüllungsflächen eine sichere Haftung aufbauen können [26, 62, 68, 165, 169]. Andererseits wird oft bei einer kompletten Erneuerung der Füllungen im Rahmen der weiterführenden Präparation zu viel gesunde Zahnsubstanz geopfert, so dass ein Belassen solcher Restaurationen von Vorteil ist. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen eindeutig, dass Kompositrestaurationen der Black-Klasse III keinen negativen Einfluss auf das Frakturverhalten von Keramikveneers haben und dies, obwohl keine zusätzliche Sandstrahlung der Kompositoberfläche zur Eingliederung der Veneers erfolgte und die Präparationsgrenze in der Füllung lag.

Abschließend können die Problemstellungen folgendermaßen zusammenfassend beantwortet werden:

- Die Invasivität der Präparation, der Dentinanteil der Klebefläche, die Dicke der Veneers und präexistente Kompositfüllungen haben keinen Einfluss auf die marginale Qualität der Befestigungskomposit-Fuge von Keramikveneers;

- Präexsistente Kompositfüllungen haben keinen negativen Einfluss auf das Frakturverhalten von Keramikveneers.
- Die Invasivität der Präparation, somit der Dentinanteil der Klebefläche und die Dicke der Veneers allerdings haben einen Einfluss auf das Frakturverhalten von Keramikveneers.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass adhäsiv befestigte Keramikveneers selbst bei massiver thermomechanischer Dauerbelastung eine sehr gute Randqualität und wenig Schäden in der Keramik zeigen. Dies steht im Einklang mit der Bewertung aus klinischen Studien, dass Keramikveneers eine stabile Restaurationsmöglichkeit von Frontzähnen darstellen [52, 81-83, 125, 160, 166, 191].

## **7 Schlussfolgerungen**

Nach drei Millionen mechanischen Belastungszyklen inklusive einer Million Zyklen mit 100 N wiesen alle Gruppen eine sehr hohe Überlebensrate und sehr gute Randqualitäten auf. Das Frakturrisiko ist dennoch bei dünnen Veneers mit Präparationen vollständig oder teilweise im Dentin statistisch signifikant höher als bei vollständig im Schmelz haftenden Veneers oder bei dicken partiell im Dentin liegenden Veneers. Kompositrestaurationen hatten weder auf das Randverhalten noch auf die Frakturgefährdung einen signifikanten Einfluss.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Abdalla, A.I. and C.L. Davidson, *Marginal integrity after fatigue loading of ceramic inlay restorations luted with three different cements*. Am J Dent, 2000. **13**(2): p. 77-80.
2. Akoglu, B. and D. Gemalmaz, *Fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs*. J Prosthodont, 2011. **20**(5): p. 380-4.
3. Aksornmuang, J., et al., *Regional bond strengths of a dual-cure resin core material to translucent quartz fiber post*. Am J Dent, 2006. **19**(1): p. 51-5.
4. Andreasen, F.M., et al., *Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. An experimental study*. Endod Dent Traumatol, 1992. **8**(1): p. 30-5.
5. Armstrong, S.R., et al., *Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage*. J Adhes Dent, 2003. **5**(1): p. 47-56.
6. Arnetzl, G.V. and G. Arnetzl, *Biomechanical examination of inlay geometries--is there a basic biomechanical principle?* Int J Comput Dent, 2009. **12**(2): p. 119-30.
7. Asmussen, E. and S. Uno, *Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects*. Oper Dent, 1992. **Suppl 5**: p. 68-74.
8. Belser, U.C., P. Magne, and M. Magne, *Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications*. J Esthet Dent, 1997. **9**(4): p. 197-207.
9. Bergoli, C.D., et al., *Survival rate, load to fracture, and finite element analysis of incisors and canines restored with ceramic veneers having varied preparation design*. Oper Dent, 2014. **39**(5): p. 530-40.
10. BJ., C., *Expanding the application of facial ceramic veneers*. J Calif Dent Assoc, 1993. **21**: p. 43-54.
11. Blackman, R., N. Barghi, and E. Duke, *Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement*. J Prosthet Dent, 1990. **63**(3): p. 295-300.
12. Blunck, U., *Der Einfluss von Dentinhaftmitteln auf die marginale Adaption von Komposit-Füllungen im Dentin in vitro*. Zahnmed Diss, FU Berlin, 1987.
13. Boksman, L., et al., *Etched porcelain labial veneers*. Ont Dent, 1985. **62**(1): p. 11, 13, 15-9.
14. Bottino, M.A., et al., *Effects of mechanical cycling on the bonding of zirconia and fiber posts to human root dentin*. J Adhes Dent, 2007. **9**(3): p. 327-31.
15. Bowen, R., G. Paffenbarger, and A. Mullineaux, *A laboratory and clinical comparison of silicate cements and a direct filling resin: a progress report*. J Prosthet Dent, 1968. **20**: p. 426.
16. Bowen, R.L., *Use of epoxy resins in restorative materials*. J Dent Res, 1956. **35**(3): p. 360-9.
17. Breschi, L., et al., *Electric-current-assisted application of self-etch adhesives to dentin*. J Dent Res, 2006. **85**(12): p. 1092-6.
18. Browning, W.D., M.L. Myers, and L.B. Nix, *Constancy of bond strength in 5 single-bottle dentin bonding systems*. Quintessence Int, 2001. **32**(3): p. 249-53.
19. Bullard, R.H., K.F. Leinfelder, and C.M. Russell, *Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage*. J Am Dent Assoc, 1988. **116**(7): p. 871-4.
20. Buonocore, M., *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces*. J Dent Res, 1955. **34**(849).

21. Buonocore, M.G., *Restorations with adhesives*. Annu Meet Am Inst Oral Biol, 1975: p. 30-3.
22. Buonocore, M.G., *Retrospections on bonding*. Dent Clin North Am, 1981. **25**(2): p. 241-55.
23. Calamia, J.R., *Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence*. N Y J Dent, 1983. **53**(6): p. 255-9.
24. Calamia, J.R., *Etched porcelain veneers: the current state of the art*. Quintessence Int, 1985. **16**(1): p. 5-12.
25. Castelnuovo, J., et al., *Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(2): p. 171-80.
26. Celik, C., S.B. Cehreli, and N. Arhun, *Resin composite repair: Quantitative microleakage evaluation of resin-resin and resin-tooth interfaces with different surface treatments*. Eur J Dent, 2015. **9**(1): p. 92-9.
27. Chaiyabutr, Y., et al., *Comparison of load-fatigue testing of ceramic veneers with two different preparation designs*. Int J Prosthodont, 2009. **22**(6): p. 573-5.
28. Cherukara, G.P., *Dentin exposure in tooth preparations for porcelain veneers: A pilot study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005. **94**(dentin exposure): p. 7.
29. Christensen, G., *Porcelain veneer update '93*. Clin Res Assoc Newsltr, 1993. **17**: p. 137-141.
30. Christensen, G.J., *Are veneers conservative treatment?* J Am Dent Assoc, 2006. **137**(12): p. 1721-3.
31. Christensen, G.J., *Veneering of teeth. State of the art*. Dent Clin North Am, 1985. **29**(2): p. 373-91.
32. Christensen, G.J., *What is a veneer? Resolving the confusion*. J Am Dent Assoc, 2004. **135**(11): p. 1574-6.
33. Christgau, M., et al., *Marginal adaptation of heat-pressed glass-ceramic veneers to Class 3 composite restorations in vitro*. Oper Dent, 1999. **24**(4): p. 233-44.
34. Christgau, M., et al., *Marginal adaptation of heat-pressed glass-ceramic veneers to dentin in vitro*. Oper Dent, 1999. **24**(3): p. 137-46.
35. Clyde, J.S. and A. Gilmour, *Porcelain veneers: a preliminary review*. Br Dent J, 1988. **164**(1): p. 9-14.
36. Cotert, H.S., M. Dundar, and B. Ozturk, *The effect of various preparation designs on the survival of porcelain laminate veneers*. J Adhes Dent, 2009. **11**(5): p. 405-11.
37. Crispin, B.J., *The full veneer as an alternative to the full crown*. Curr Opin Cosmet Dent, 1997. **4**: p. 6-10.
38. da Cunha, L.F., et al., *Ceramic veneers with minimum preparation*. Eur J Dent, 2013. **7**(4): p. 492-6.
39. Danielle Layton, B., MDSc/Terry Walton, BDS, MDSc, MS, FRACDSb, *An Up to 16-Year Prospective Study of 304 Porcelain Veneers*. Quintessenz, 2007. **20**(4): p. 389-396.
40. De Munck, J., et al., *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results*. J Dent Res, 2005. **84**(2): p. 118-32.
41. Dewaele, M., et al., *Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature*. Dent Mater, 2009. **25**(12): p. 1576-84.
42. Driessens, F.C., *Chemical adhesion in dentistry*. Int Dent J, 1977. **27**(4): p. 317-23.
43. Dumfahrt, H. and H. Schaffer, *Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results*. Int J Prosthodont, 2000. **13**(1): p. 9-18.

44. Dunne, S.M. and B.J. Millar, *A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers*. Br Dent J, 1993. **175**(9): p. 317-21.
45. E. Murphy", H.M.Z.a.P.F.A., *Retrospective Study on the Performance of Porcelain Laminate Veneers Delivered by Undergraduate Dental Students*. EUROPEAN JOURNAL OF PROSTHODONTICS AND Restorative Dentistry, 2005. **13**(1): p. 38-43.
46. Edelhoff, D. and J.A. Sorensen, *Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(5): p. 503-9.
47. Egan, F.R., S.A. Alexander, and G.E. Cartwright, *Bond strength of rebonded orthodontic brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1996. **109**(1): p. 64-70.
48. Eick, J.D., et al., *Adhesives and nonshrinking dental resins of the future*. Quintessence Int, 1993. **24**(9): p. 632-40.
49. el-Sherif, M. and R. Jacobi, *The ceramic reverse three-quarter crown for anterior teeth: preparation design*. J Prosthet Dent, 1989. **61**(1): p. 4-6.
50. Eliades, G., G. Palaghias, and G. Vougiouklakis, *Surface reactions of adhesives on dentin*. Dent Mater, 1990. **6**(3): p. 208-16.
51. F . J . Shaini , A.C.C.S.u.P.M.M., *Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6\*5 years*. Journal of Oral Rehabilati, 1997. **24**: p. 553-559.
52. Fasbinder, K.W.T.K.o.F., *Klinische Langzeituntersuchung von 617 CerecVeneers über neun Jahre*. International Journal of copuiterized dentistry, 2005. **8**: p. 233-246.
53. Fasbinder, K.W.T.K.o.F., *Klinische Langzeituntersuchung von 617 CerecVeneers über neun Jahre*. International Journal of copuiterized dentistry, 2005. **8**: p. 233-246.
54. Faus-Matoses, I. and F. Sola-Ruiz, *Dental preparation with sonic vs high-speed finishing: analysis of microleakage in bonded veneer restorations*. J Adhes Dent, 2014. **16**(1): p. 29-34.
55. Feilzer, A.J., A.J. de Gee, and C.L. Davidson, *Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion*. J Dent Res, 1990. **69**(1): p. 36-9.
56. Ferrari, M., S. Patroni, and P. Balleri, *Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1992. **12**(6121): p. 407-13.
57. Ferrari, M., S. Patroni, and P. Balleri, *Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1992. **12**(5): p. 407-13.
58. Fradeani, M., *Six-year follow-up with Empress veneers*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1998. **18**(3): p. 216-25.
59. Frankenberger, R., et al., *Adhäsive Zahnheilkunde - Wissenschaft und Praxis. Kapitel 3 Komposite- Restaurationen*. Deutsche Zahnärzte Verlag Köln, 2013. **1**: p. 81-144.
60. Frankenberger, R., et al., *Kapitel 1 Adhäsive in Adhäsive Zahnheilkunde - Wissenschaft und Praxis. , R. Frankenberger, Editor. 2013, Deutsche Zahnärzte Verlag Köln. p. 3-33.*
61. Frankenberger, R., et al., *Adhäsive Zahnheilkunde - Wissenschaft und Praxis. Deutsche Zahnärzte Verlag Köln, 2013(4 Keramik Veneers): p. 147-189.*
62. Frankenberger, R., et al., *Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(1): p. 177-83.



63. Frankenberger, R. and M. Kern, *Dentin adhesives create a positive bond to dental hard tissue*. Int J Comput Dent, 2003. **6**(2): p. 187-92.
64. Frankenberger, R., et al., *Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro?* J Adhes Dent, 2007. **9 Suppl 1**: p. 107-16.
65. Frankenberger, R., N. Kramer, and A. Petschelt, *Fatigue behaviour of different dentin adhesives*. Clin Oral Investig, 1999. **3**(1): p. 11-7.
66. Frankenberger, R., N. Kramer, and A. Petschelt, *Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation*. Oper Dent, 2000. **25**(4): p. 324-30.
67. Frankenberger, R., et al., *Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength*. J Adhes Dent, 2007. **9 Suppl 2**: p. 269-73.
68. Frankenberger, R., et al., *Effect of preparation mode on Class II resin composite repair*. J Oral Rehabil, 2003. **30**(6): p. 559-64.
69. Frankenberger, R., et al., *Dentinhaftung von Keramikinlays in simulierten Kavitäten*. Dtsch Zahnärztl Z, 1998. **53**: p. 507-512.
70. Frankenberger, R. and F.R. Tay, *Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations*. Dent Mater, 2005. **21**(5): p. 397-412.
71. Friedman, M.J., *A bittersweet silver anniversary for the bonded porcelain veneer restoration*. J Esthet Restor Dent, 2009. **21**(1): p. 1-3.
72. Friedman, M.J., *Porcelain veneer restorations: a clinician's opinion about a disturbing trend*. J Esthet Restor Dent, 2001. **13**(5): p. 318-27.
73. Galiatsatos A. Aristidis, D., Dr Dent' /Bergou Dimitra, DDS, *Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers*. Esthetic dentistry, 2002. **33**(3): p. 185 - 189.
74. Garber, D.A., *Porcelain veneers: To prepare or not prepare? That is the question*. Cont Esthet Dent, 1996. **2**: p. 1-7.
75. Gilde, H., P. Lenz, and U. Furst, *[Studies on the compressive strength of ceramic veneers]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1989. **44**(11): p. 869-71.
76. Goodis, H.E., et al., *Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths*. Dent Mater, 1993. **9**(2): p. 79-84.
77. Gordon J. Christensen, D., MSD, PhD, *Facing the challenges of ceramic veneers*. Observations, American Dental Association, 2006. **137**: p. 661-664.
78. Gordon J. Christensen, D., MSD, PhD, *Thick or thin veneers?* Observations, American Dental Association, 2008. **139**.
79. Gordon J. Christensen, D., MSD, PhD, *What is a veneer? Resolving the Confusion*. Observations, American Dental Association, 2004. **135**: p. 1574-1576.
80. Gordon J. Christensen, D.D.S.M.S.D.P.D. and P.D. Rella P. Christensen, *Clinical Observations of Porcelain Veneers: A Three-Year Report*. Journal OF Esthetic DENTISTRY, 1991. **3**: p. 174-179.
81. Gresnigt, M.M., W. Kalk, and M. Ozcan, *Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers: up to 3-year follow-up*. J Adhes Dent, 2013. **15**(2): p. 181-90.
82. Guess, P.C., et al., *Prospective clinical study of press-ceramic overlap and full veneer restorations: 7-year results*. Int J Prosthodont, 2014. **27**(4): p. 355-8.
83. Guess, P.C. and C.F. Stappert, *Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers*. Dent Mater, 2008. **24**(6): p. 804-13.

84. Guess, P.C. and C.F.J. Stappert, *Klinische Ergebnisse einer prospektiven 5-Jahresstudie an extendierten Veneerrestorationen*. Aesthetische Zahnmedizin, 2008. **11**(5944): p. 36-46.
85. Gwinnett, A.J., *Histology of normal enamel. IV. Microradiographic study*. J Dent Res, 1966. **45**(3): p. 870-3.
86. Gwinnett, A.J. and A. Matsui, *A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive*. Arch Oral Biol, 1967. **12**(12): p. 1615-20.
87. H. Nordbo, N.R.-T.a.T.H., *Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results*. J. Dent., 1994. **22**: p. 342-345.
88. Hahn, P., M. Gustav, and E. Hellwig, *An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation*. J Oral Rehabil, 2000. **27**(12): p. 1024-9.
89. Haller, B., et al., *Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents*. Dent Mater, 1993. **9**(3): p. 191-7.
90. Haller, B. and B. Klaiber, *[Composite inlays as tooth-colored posterior restorations]*. Zahnärztl Mitt, 1989. **79**(8): p. 920-5.
91. Hellwig, E., J. Klimek, and T. Attin, *Einführung in die Zahnerhaltung*. Vol. 2. 1999: Urban & Fischer.
92. Herbert Dumfahrt, D.m. and U.-D.D.m. Herbert Schäffer, *Porcelain laminate Veneers. A Retrospective Evaluation After 1 to 10 Years of Service: Part 11-Clinical Results*. The International Journal of Prosthodontics, 2000. **13**: p. 9-18.
93. Hermesen, R.J. and M.M. Vrijhoef, *Loss of enamel due to etching with phosphoric or maleic acid*. Dent Mater, 1993. **9**(5): p. 332-6.
94. Heymann, H.O. and E.J. Swift, Jr., *Is tooth structure not sacred anymore?* J Esthet Restor Dent, 2001. **13**(5): p. 283.
95. Hickel, R., et al., *Durchhär்த்தiefe von lichthärtenden Kompositen unter Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1992. **47**: p. 182-185.
96. Hickel, R. and K.-H. Kunzelmann, *Keramikinlays und Veneers*. Carl Hanser, München, 1997(141-142).
97. Highton, R., A.A. Caputo, and J. Matyas, *A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations*. J Prosthet Dent, 1987. **58**(2): p. 157-61.
98. Horn, H., *Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel*. Dent Clin North Am, 1983. **27**: p. 671-684.
99. Horn, H.R., *Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel*. Dent Clin North Am, 1983. **27**(4): p. 671-84.
100. Jäger, K., *Laminate-Technik in der Praxis*. ZWR, 1995. **104**: p. 108-113.
101. Janda, R., *Adhäsive Techniken für Zahnärzte und Zahntechniker.*, in *Prep Veneers & Non-Prep Veneers. Keramische minimalinvasive Restaurationen.*, S. Witkowski and K. Schicha, Editors. 2011, Quintessenz Verlags GmbH: Berlin. p. 15-32.
102. Janda, R., *Befestigungsmaterialien für konventionelle und adhäsive Techniken*. Der freie Zahnarzt, 1996. **9**(40): p. 50-95.
103. Janda, R., *[State of development of dental filling materials (I)]*. Quintessenz, 1988. **39**(6): p. 1067-73.
104. Janda, R., *Vollkeramiken: Klassifikation, Eigenschaften, Anwendung, Wertung*. Der freie Zahnarzt, 2006. **50**: p. 36-42.
105. Jankar, A.S., et al., *Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study*. J Int Oral Health, 2014. **6**(1): p. 48-54.
106. Jordan, R.E., M. Suzuki, and A. Senda, *Clinical evaluation of porcelain laminate veneers: a four-year recall report*. J Esthet Dent, 1989. **1**(4): p. 126-37.

107. Jorgensen, K.D., et al., *Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents*. Scand J Dent Res, 1985. **93**(3): p. 276-9.
108. K. K. Hui, M., BD and P. SB. Williams, MPhil, BDS, FDS, E. H Davis, MScT, and R. D. Holt, PhD, MSc, BChD, *A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their deSign' characteristics* K K. British Dental Journal, 1991. **171**: p. 51 - 55.
109. Karlsson, S., et al., *A clinical evaluation of ceramic laminate veneers*. Int J Prosthodont, 1992. **5**(5): p. 447-51.
110. Kielbassa, A.M., et al., *Der Einfluß der unterschiedlichen Verarbeitung des Haftvermittlers auf die Zughaftung von Glaskeramik und Dentin*. Dtsch Zahnärztl Z, 1997. **52**: p. 252-256.
111. Koike, T., et al., *Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites*. Dent Mater, 1990. **6**(3): p. 178-80.
112. Kramer, N. and R. Frankenberger, *Compomers in restorative therapy of children: a literature review*. Int J Paediatr Dent, 2007. **17**(1): p. 2-9.
113. Kramer, N., U. Lohbauer, and R. Frankenberger, *Adhesive luting of indirect restorations*. Am J Dent, 2000. **13**(Spec No): p. 60D-76D.
114. Krejci, I., M. Beseck, and F. Lutz, *Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results*. Am J Dent, 1994. **7**(1): p. 27-30.
115. Kullmann, W., *Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen*. Hanser, München, 1990.
116. Kullmann, W., *[Hybrid and micro-particle composites in clinical comparison]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1985. **40**(9): p. 910-4.
117. Kullmann, W., *[Surface characteristics of the so-called hybrid composite]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1985. **40**(9): p. 915-21.
118. Kullmann, W. and G. Pötters, *Vergleichende Untersuchung zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststoff-Materialien*. Dtsch Zahnärztl Z, 1984. **39**: p. 96-100.
119. Kunzelmann, K.-H., M. Deigner, and R. Hickel, *Dreimedienabrasion von Befestigungskompositen adhäsiver Inlaysysteme*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. **48**: p. 109-111.
120. Kunzelmann, K.-H. and M. Kern, *Wunsch und Wirklichkeit - Bewertung von prep-freien "Tenuia"-Veneers und ihrer Grenzen in der Praxis*. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift, 2009. **64**: p. 582-586.
121. Lambrechts, P., M. Braem, and G. Vanherle, *Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives*. Oper Dent, 1987. **12**(2): p. 53-78.
122. Lambrechts, P., et al., *Classification and potential of composite luting materials*. In Mörmann, W.H. (Editor): *International Symposium on Computer Restorations. The state of Art of the Cerec Method. Proceedings*. Quintessence Berlin, 1991. **61**.
123. Lambrechts, P., et al., *Restorative therapy for erosive lesions*. Eur J Oral Sci, 1996. **104**(2 ( Pt 2)): p. 229-40.
124. Lambrechtsdj, M.P.J.D.M.F. and G.V.V. Meerbeekf, *A Prospective Ten-year Clinical Trial of Porcelain Veneers*. J Adhes Dent, 2004. **6**: p. 65-67.
125. Layton, D. and T. Walton, *An up to 16-year prospective study of 304 porcelain veneers*. Int J Prosthodont, 2007. **20**(4): p. 389-96.
126. Lehner, C.R., M.D. Margolin, and P. Schärer, *Kronen- und Laminate- Präparationen*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1995. **105**: p. 1561-1572.

127. Linden, J.J., et al., *Photo-activation of resin cements through porcelain veneers*. J Dent Res, 1991. **70**(2): p. 154-7.
128. Lopes, G.C., et al., *Effect of posterior resin composite placement technique on the resin-dentin interface formed in vivo*. Quintessence Int, 2004. **35**(2): p. 156-61.
129. Lutz, F., et al., *[The hydrodynamic behavior of dentinal tubule fluid under occlusal loading]*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1991. **101**(1): p. 24-30.
130. Lutz, F., et al., *[Composites--classification and assessment]*. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd, 1983. **93**(10): p. 914-29.
131. Magne, P., *Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1999. **81**: p. 327-334.
132. Magne, P. and W.H. Douglas, *Additive contour of porcelain veneers: a key element in enamel preservation, adhesion, and esthetics for aging dentition*. J Adhes Dent, 1999. **1**(1): p. 81-92.
133. Magne, P. and W.H. Douglas, *Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis*. Quintessence Int, 1999. **30**(10): p. 661-72.
134. Magne, P. and M. Magne, *Use of Additive Wax-up and Direct Intraoral Mock-Up for Enamel Preservation with laminate Porcelaine Veneers*. The international Journal of Esthetic Dentistry, 2008. **1**: p. 10-19.
135. Magne, P., M. Magne, and U. Belser, *Natural and restorative oral esthetics. Part II: Esthetic treatment modalities*. J Esthet Dent, 1993. **5**(6): p. 239-46.
136. Magne, P., M. Magne, and U.C. Belser, *Adhesive restorations, centric relation, and the Dahl principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion*. Eur J Esthet Dent, 2007. **2**(3): p. 260-73.
137. Magne, P., et al., *Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2000. **20**(5): p. 440-57.
138. Magne, P. and D. Urs C. Belser, Prof. Dr. med. dent., *Adhäsiv befestigte Keramikrestaurationen: Biomimetische Sanierungen im Frontzahnbereich*. 2002: Quintessenz bibliothek.
139. Malcmacher, L., *Back to the future with porcelain veneers*. Dent Today, 2003. **22**(11): p. 70-2, 74-5.
140. Malcmacher, L., *No-preparation porcelain veneers*. Dent Today, 2003. **22**(4): p. 66-71.
141. Manhart, J., et al., *Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition*. Oper Dent, 2004. **29**(5): p. 481-508.
142. Maura Fradeani, M., DOS, *Empress-Veneers - Sechsjahreskontrolle*. Internationales Journal für Parodontologie & Restaurative Zahnheilkunde, 1998. **18**(3): p. 203-211.
143. Mauro Fradeani, M., DOS', M. Marco Redemagni, DOS", and D. Marcantonio Corrado, *Keramik-Laminat-Veneers: 6 bis 12 Jahre klinische Auswertung - Eine retrospektive Studie*. Internationales Journal für Parodontologie & Restaurative Zahnheilkunde, 2005. **25**(1): p. 9 - 17.
144. McLaren, E., *Porcelain Veneer Preparations: To Prep or Not to Prep*. Inside Dentistry, 2006. **5**: p. 76-79.
145. Meijering, A.C., et al., *Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation*. J Dent, 1998. **26**(7): p. 563-8.
146. Miller, M.B., *Kinder and gentler, or the patient owns the enamel*. Gen Dent, 2006. **54**(5): p. 313.

147. Mitchem, J.C. and D.G. Gronas, *Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives*. J Am Dent Assoc, 1986. **113**(2): p. 285-7.
148. Miyazaki, M., et al., *Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine*. J Dent, 1991. **19**(5): p. 301-3.
149. Nash, R.W., *The contact lens porcelain veneer*. Dent Today, 2003. **22**(5): p. 56-9.
150. Nash, R.W., *Resurfacing tooth structure with ceramic laminates*. Dent Today, 2014. **33**(8): p. 68-71.
151. O'Keefe, K.L., P.L. Pease, and H.K. Herrin, *Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples*. J Prosthet Dent, 1991. **66**(4): p. 434-8.
152. Ozturk, E., et al., *Influence of ceramic thickness and type on micromechanical properties of light-cured adhesive bonding agents*. Acta Odontol Scand, 2014. **72**(7): p. 543-8.
153. Öztürka, H.S.Ç.M.D.n.B., *The Effect of Various Preparation Designs on the Survival of Porcelain Laminate Veneers*. Quintessenz, 2009. **11**(5): p. 405-411.
154. Paffenbarger, G., R. Nelson, and W. Sweeney, *Direct and indirect filling resins: a review of some physical and chemical properties*. JADA, 1953. **47**: p. 516.
155. Palmer, D.S., M.T. Barco, and E.J. Billy, *Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids*. J Prosthet Dent, 1992. **67**(3): p. 325-7.
156. Pelka, M., et al., *In vivo-Abrasion bei IPS Empress- Inlays*. Dtsch Zahnärztl Z, 1995. **50**: p. 917-919.
157. Peschke, A., U. Blunck, and J.F. Roulet, *Influence of incorrect application of a water-based adhesive system on the marginal adaptation of Class V restorations*. Am J Dent, 2000. **13**(5): p. 239-44.
158. Petridis, H.P., et al., *Survival of ceramic veneers made of different materials after a minimum follow-up period of five years: a systematic review and meta-analysis*. Eur J Esthet Dent, 2012. **7**(2): p. 138-52.
159. Peumans, M., et al., *A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers*. J Adhes Dent, 2004. **6**(1): p. 65-76.
160. Peumans, M., et al., *A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers*. J Adhes Dent, 2004. **6**(5156): p. 65-76.
161. Peumans, M., et al., *Porcelain veneers: a review of the literature*. J Dent, 2000. **28**(3): p. 163-77.
162. Peutzfeldt, A., *Effect of the ultrasonic insertion technique on the seating of composite inlays*. Acta Odontol Scand, 1994. **52**(1): p. 51-4.
163. Pincus, C., *Building mouth personalitiy*. Calif S Dent Assoc J, 1938. **16**(125).
164. Plueddemann, E.P., *Adhesion through silane coupling agents*. J Adhesion, 1970. **2**: p. 184-194.
165. Rathke, A., Y. Tymina, and B. Haller, *Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength*. Clin Oral Investig, 2009. **13**(3): p. 317-23.
166. Rinke, S., K. Lange, and D. Ziebolz, *Retrospective study of extensive heat-pressed ceramic veneers after 36 months*. J Esthet Restor Dent, 2013. **25**(1): p. 42-52.
167. Rochette, A.L., *A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors*. J Prosthet Dent, 1975. **33**(3): p. 287-93.
168. Roger J. Smales, M., DDSca/Soheila Etemadi, DDS, MDSb, *Long-Term Survival of Porcelain Laminate Veneers Using Two Preparation Designs: A Retrospective Study*. The International Journal of Prosthodontics, 2004. **17**(3): p. 323 - 326.

169. Roggendorf, M.J., et al., *Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of resin composite inlays in vitro*. J Dent, 2012. **40**(12): p. 1068-73.
170. Rosentritt, M., et al., *In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth*. Int J Prosthodont, 2000. **13**(5): p. 387-91.
171. Rosentritt, M., et al., *Effect of tooth brush abrasion and thermo-mechanical loading on direct and indirect veneer restorations*. Clinical oral Investigation, 2015. **19**: p. 53-60.
172. Rosentritt, M., et al., *Effect of tooth brush abrasion and thermo-mechanical loading on direct and indirect veneer restorations*. Clin Oral Investig, 2015. **19**(1): p. 53-60.
173. Roulet, J.F., *Degradation of dental polymers*. Karger, Basel, 1987.
174. Roulet, J.F., *Marginal integrity: clinical significance*. J Dent, 1994. **22 Suppl 1**: p. S9-12.
175. Roulet, J.F., *A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity*. Quintessence Int, 1987. **18**(8): p. 543-52.
176. Roulet, J.F. and S. Herder, *[Ceramic as filling material for posterior tooth cavities]*. Zahnarztl Mitt, 1989. **79**(8): p. 908-13.
177. Roulet, J.F. and S. Herder, *Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigen Keramikinlays*. Quintessenz Berlin, 1989.
178. Roulet, J.F. and R. Janda, *Keramiksysteme der Zukunft*. Quintessenz Zahntech, 2004. **30**: p. 986-1006.
179. Roulet, J.F., et al., *Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope*. Scanning Microsc, 1989. **3**(1): p. 147-58; discussion 158-9.
180. Roulet, J.F. and K.J. Söderholm, *Influence of water storage on ceramic-composite bond strength*. J Dent Res, 1992. **71**: p. 254 Abstract. no. 1185.
181. Roulet, J.F., K.J. Soderholm, and J. Longmate, *Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength*. J Dent Res, 1995. **74**(1): p. 381-7.
182. Rowe, P., *Statistik für Mediziner und Pharmazeuten*. Vol. 1. 2012: Wiley-VCH Verlag und Co. KGaA.
183. Rucker, L.M., et al., *Porcelain and resin veneers clinically evaluated: 2-year results*. J Am Dent Assoc, 1990. **121**(5): p. 594-6.
184. Runnacles, P., et al., *Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types*. Braz Dent J, 2014. **25**(1): p. 38-42.
185. Ruyter, I.E., *Composites--characterization of composite filling materials: reactor response*. Adv Dent Res, 1988. **2**(1): p. 122-9; discussion 129-33.
186. Schmid, M., et al., *Mikrogefüge leuzitverstärkter Glaskeramiken*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1992. **102**: p. 1046-1053.
187. Schmidlin, P.R., et al., *Interface evaluation after manual and ultrasonic insertion of standardized class I inlays using composite resin materials of different viscosity*. Acta Odontol Scand, 2005. **63**(4): p. 205-12.
188. Schoenfeld, C., *"No-prep - Technik für Keramikveneers*. Cosmetic dentistry, 2007. **2**: p. 16-18.
189. Seichter, U. and A. Herforth, *[Comparative scanning electron microscopic studies on the width of the marginal cleft of various composites and on the accuracy of reproduction of the clefts with various casting materials]*. Dtsch Zahnarztl Z, 1980. **35**(4): p. 511-5.

190. Shaini, F.J., A.C. Shortall, and P.M. Marquis, *Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years.* J Oral Rehabil, 1997. **24**(8): p. 553-9.
191. Shaini, F.J., A.C.C. Shortall, and P.M. Marquis, *Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6,5 years.* Journal of Oral Rehabil, 1997. **24**: p. 553-559.
192. Simonsen, R.J. and J.R. Calamia, *Tensile bond strength of etched porcelain.* J Dent Res, 1983. **62**: p. 297 Abstract.no. 1154.
193. Spencer, P., et al., *Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy.* Dent Mater, 1992. **8**(1): p. 10-5.
194. Stappert, C.F., et al., *Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation.* J Prosthet Dent, 2005. **94**(2): p. 132-9.
195. Stappert, C.F.J., et al., *Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation.* J Prosthet Dent, 2005. **94**: p. 132-139.
196. Stappert, C.F.J., et al., *Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation.* J Prosthet Dent, 2005. **94**(5544): p. 132-139.
197. Strassler, H.E. and D. Nathanson, *Clinical evaluation of etched porcelain veneers over a period of 18 to 42 months.* J Esthet Dent, 1989. **1**(1): p. 21-8.
198. Strassler, H.E. and S. Weiner, *Seven to ten year clinical evaluation of etched porcelain veneers.* Journal of Dental Research, 1995. **74**(176): p. 1316.
199. Studer, S. and N. Pietrobon, *[Ceramic veneer shells. The use of ceramic veneer shells is presented via a clinical case].* Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1992. **102**(2): p. 200-8.
200. Swift, E.J., Jr. and M.J. Friedman, *Critical appraisal: porcelain veneer outcomes, part II.* J Esthet Restor Dent, 2006. **18**(2): p. 110-3.
201. Tabassian, M. and P. Moon, *Filler particle characterization in flowable and condensable composite resins.* J Dent Res, 1999. **78**(abstract 3022): p. 483.
202. Taubock, T.T., et al., *Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites.* Eur J Oral Sci, 2014. **122**(4): p. 293-302.
203. Thonemann, B., et al., *Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven in vitro.* Dtsch Zahnärztl Z, 1994. **49**: p. 840-844.
204. Toreskog, S., *The minimally invasive and aesthetic bonded porcelain technique.* Int Dent J, 2002. **52**(5): p. 353-63.
205. Torstenson, B. and M. Brannstrom, *Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress.* Oper Dent, 1988. **13**(1): p. 24-31.
206. Van Meerbeek, B., *Dentin/enamel bonding.* J Esthet Restor Dent, 2010. **22**(3): p. 157.
207. Viohl, J., *Kunststoff-Füllwerkstoffe.* Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, ed. B. 2. 1985, Hüthig, Heidelberg: Eichner, K.
208. Vossen, M.E., et al., *A rapid scanning electron microscopic replication technique for clinical studies of dental restorations.* Dent Mater, 1985. **1**(4): p. 158-63.
209. Wahlmann, J., *No Prep-Veneers - Das neue Standardverfahren oder nur ein Trend?* Cosmetic dentistry, 2009. **2**: p. 6-9.

210. Walls, A.W., *The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 1. Clinical technique.* Br Dent J, 1995. **178**(9): p. 333-6.
211. Walls, A.W., *The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2. Clinical results after 5 years of follow-up.* Br Dent J, 1995. **178**(9): p. 337-40.
212. Weitman, R.T. and W.B. Eames, *Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures.* J Am Dent Assoc, 1975. **91**(1): p. 101-6.
213. Wiedhahn, K., T. Kerschbaum, and D.F. Fasbinder, *Clinical long-term results with 617 Cerec veneers: a nine-year report.* Int J Comput Dent, 2005. **8**(3): p. 233-46.
214. Wiedhahn, K.J., *Cerec- Veneers in der Praxis.* Quintessence Int, 1995. **46**: p. 23-43.
215. Willems, G., et al., *Composite resins in the 21st century.* Quintessence Int, 1993. **24**(9): p. 641-58.



## 9 Materialliste

1. Diamantschleifer, Ref. 8879314014, Farbe rot,  
Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, D-35627 Lemgo, Germany
2. Diamantschleifer, Ref. 8390314016, Farbe rot ,  
Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, Lemgo, Deutschland
3. Ultra-Etch, 35iges Phosphorsäuregel,  
Fa. Ultradent, South Jordan, UT,USA
4. Filtek Z250,  
Fa. 3M Espe, D-82229 Seefeld, Germany
5. OptiBond FL Primer,  
Fa. Kerr, Orange, CA,USA
6. OptiBond FL Adhäsiv  
Fa. Kerr, Orange, CA,USA
7. Polymerisations-Lichtgerät Valo ,  
Fa. Ultradent, South Jordan, UT, USA
8. Finierer, Ref. 886331412 ,  
Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, D-35627 Lemgo, Germany
9. Finierer , Ref. 8863314012,  
Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, D-35627 Lemgo, Germany
10. Sof Lex-Scheiben Fein , Ref.: 1982F  
Fa. 3M Espe, D-82229 Seefeld, Germany
11. Sof Lex -Scheiben XFein, Ref:1982SF  
Fa. 3M Espe, D-82229 Seefeld, Germany
12. Polierer , Ref. 9685204060,

- Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, D-35627 Lemgo, Germany
- 13. Valo, Fa. Ultradent , South Jordan, UT, USA
- 14. Identium Medium soft,  
Fa. Kettenbach, D-35713 Eschenburg, Germany
- 15. Chloramin-T-Lösung 0,5%ig  
Hergestellt in der Charité, Zahnklinik, Assmanshauser-Str. , berlin
- 16. Porcelain Etch 5%ig, Ref.: 405  
Fa. Ultradent, South Jordan, UT, USA
- 17. Ultradent Silane, Ref.: 410  
Fa. Ultradent, South Jordan, UT, USA
- 18. Monobond Plus  
Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Fürstentum Liechtenstein
- 19. Variolink Veneer +3  
Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Fürstentum Liechtenstein
- 20. Skalpell, Figur 12, Sterile Surgical Blades  
Fa. Aesculap Division, Braun, D-78543 Tuttlingen, Germany
- 21. Pflaume, gelb, fein, Ref.: 368EF314023  
Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, D-35627 Lemgo, Germany
- 22. Occlubrush,  
Fa. Kerr GmbH, D-76437 Rastatt, Germany
- 23. sterile Skalpellklinge 12-D,  
Fa. Aesculap Division, Braun, D-78543 Tuttlingen, Germany
- 24. Flamme, gelb, Ref. 859GKEF314010  
Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, D-35627 Lemgo, Germany
- 25. Kegel, fein, gelb, Ref. 94000F204030, Polierset Keramik Set 4313B  
Fa. Komet, Gebr. Brasseler & Co KG, D-35627 Lemgo, Germany

26. REM, AMRAY 1810,  
Fa. Amray Inc., Bedford Ma. 01730, USA
27. Identium Light  
Fa. Kettenbach, D-35713 Eschenburg, Germany
28. Stycast 1266 Part A+B,  
Emerson und Cumming, B-2431 Westerlo-Oevel, Belgien
29. SCD 030  
Balzer Union, FL-9496 Balzers, Liechtenstein
30. Wärmeofen
31. Putty Regular Set  
Fa. Haereus Kulzer Dental, D-63450 Hanau, Germany
32. Honigum-Light  
Fa. DMG Dental, D-22547 Hamburg-Lurup, Germany
33. Thermocyclinggerät
34. Willytec Kausimulator 5500 Provit  
SD Mechatronik GmbH, D-83620 Feldkirchen-Westerham, Germany
35. Technovit  
Fa. Haereus Kulzer Dental, D-63450 Hanau, Germany
36. LuxaCore dual  
Fa. DMG Dental, D-22547 Hamburg-Lurup, Germany
37. Arti-Fol metallic 12 $\mu$  BK31  
Bausch Articulating Papers, Inc., NH 03062, Nashua, USA
38. Leica Mikrosysteme Vertrieb GmbH  
Ernst-Leitz-Strasse 17-37, Wetzlar, 35578 Germany

## **10 Verzeichnis akademischer Lehrer**

Meine akademischen Lehrer in Berlin an der Charité waren die Damen und Herren Professoren, Dozenten und Oberärzte:

Behnke, Blunck, Blankenstein, Friedmann, Finke, Hägewald, Jahn, Jost-Brinkmann , Kostka, Kleber, Lange, Miethke, Peroz, Purucker, Reichart, Riep, Schirmer, Strietzel, Zinke

## **11 Danksagung**

An erster Stelle möchte ich mich bei OA Dr. Uwe Blunck, Dr. Jan Hajto und Prof. Dr. Roland Frankenberger bedanken, die diese Studie und somit diese Dissertation erst möglich gemacht haben. Hinsichtlich dieser Promotion bin ich Dr. Uwe Blunck vor allem für die geduldige Unterstützung bei der Versuchsdurchführung und der Niederschrift dankbar. Des Weiteren möchte ich mich bei Dr. Jan Hajto für die klinische Durchführung sowie die Bereitstellung seiner Praxisräume in München bedanken. Stefan Frei danke ich für die Herstellung der Veneers und zahntechnischen Bilder für diese Studie.

Weiterhin gilt mein Dank der Firma Kettenbach für die Bereitstellung der Abformmaterialien und der Zahntechnik Schumann, die mir besonders bei der Versuchsplanung behilflich waren. Besonderer Dank gilt auch meinen Eltern. Zum einen bedanke ich mich bei meinem Vater, der mir wann immer möglich während des Praxisalltags Zeit für die Versuchsdurchführung sowie die Auswertung und die Umsetzung der Promotion eingeräumt hat. Zum andern bedanke ich mich bei meiner Mutter, die mir immer den Rücken freigehalten hat und mich unterstützt hat. Danken möchte ich auch meinem Freund, der während der zwei Schwangerschaften und den Geburten unserer zwei Töchter immer für mich da war.

